tijdschrift van het

nederlands elektronica- en radiogenootschap

deel 39 - nr. 3 - 1974

nederlands elektronica- en radiogenootschap

Nederlands Electronika- en Radiogenootschap
Postbus 39, Leidschendam. Gironummer 94746 t.n.v.
Penningmeester NERG, Leidschendam.

HET GENOOTSCHAP

Het Genootschap stelt zich ten doel in Nederland en de Overzeese Rijksdelen de wetenschappelijke ontwikkeling en de toepassing van de elektronica en de radio in de ruimste zin te bevorderen.

Lidmaatschap

Voor lidmaatschap wende men zich tot de secretaris. Het lidmaatschap staat -behoudens ballotage- open voor academisch gegradueerden en hen, wier kennis of ervaring naar het oordeel van het bestuur een vruchtbaar lidmaatschap mogelijk maakt.

Studenten aan universiteiten en hogescholen komen bij gevorderde studie in aanmerking voor een juniorlidmaatschap, waarbij 50% reductie wordt verleend op de contributie. Op aanvraag kan deze reductie ook aan anderen worden verleend.

HET TIJDSCHRIFT

Het tijdschrift verschijnt zesmaal per jaar. Opgenomen worden artikelen op het gebied van de elektronica en van de telecommunicatie.

Auteurs die publicatie van hun wetenschappelijk werk in het tijdschrift wensen, wordt verzocht in een vroeg stadium kontakt op te nemen met de voorzitter van de redactie commissie.

De teksten moeten, getypt op door de redactie verstrekte tekstbladen, geheel persklaar voor de offsetdruk worden ingezonden.

De abonnementsprijs van het tijdschrift bedraagt f 40,--. Aan leden wordt het tijdschrift kosteloos toegestuurd.

Tarieven en verdere inlichtingen over advertenties worden op aanvrage verstrekt door de voorzitter van de redactiecommissie.

DE EXAMENS

De examens door het Genootschap ingesteld en afgenomen zijn:

a. op lager technisch niveau:"Elektronica monteur NERG"
b. op middelbaar technisch niveau: Middelbaar Elektronica Technicus NERG"
c. voor het oude examen "Elektronica Technicus NERG" kan volgens de beeindigingsregeling nog slechts tot en met 1975 worden ingeschreven.

Brochures waarin de exameneisen en het examenreglement zijn opgenomen kunnen schriftelijk worden aangevraagd bij de Administratie van de Examencommissie.

Voor deelname en inlichtingen wende men zich tot de Administratie van de Examencommissie NERG, Genemuidenstraat 279, den Haag, gironummer 6322 te den Haag.

TOEPASSING VAN LINEAIRE FILTERTHEORIE OP BEELDOVERDRAGENDE SYSTEMEN.

Ir.J.A.J. van Leunen
N.V.PHILIPS'Gloeilampenfabrieken, Eindhoven.

Sinds 1930 bestaat een steeds groeiende band tussen de kommunikatie theorie en de informatie theorie enerzijds en de optiek anderzijds. Dit is deels te verklaren uit het feit dat zowel kommunikatie systemen als beeldoverdragende systemen informatie overdragen.
In geval van kommunikatie systemen heeft de informatie overdracht gewoonlijk een temporaal (in de tijd variërend) karakter, bij beeldoverdragende systemen is dit karakter zowel temporaal als spatiaal (in de ruimte variërend).
De belangrijkste reden voor de toenemende band tussen kommunikatie theorie en optiek is echter de principieel analoge wiskundige beschrijving van de informatie overdracht in kommunikatie systemen en beeldoverdragende systemen. Deze analogie berust op twee fundamentele eigenschappen die kommunikatie systemen en beeldoverdragende systemen (zij het niet altijd) gemeen hebben, namelijk lineariteit en invariantie. Systemen, welke de twee bovengenoemde eigenschappen bezitten, kunnen met succes beschreven worden met behulp van frekwentie analyse technieken.

Vrij indrukwekkend zijn de resultaten van Fourier technieken op afbeeldingen met coherent licht. Men behoeft slechts te denken aan hologrammen, beeldbewerking (b.v. de fase kontrast mikroskoop), beeldherkenning (b.v. de leesmachine) en dergelijke om een indruk te hebben van de betekenis van frekwentie analyse technieken voor afbeeldingen met coherent licht.
Een van de redenen hiervoor is de eigenschap van goede lenzen om van een objekt met behulp van coherent licht een beeld te kunnen vormen dat gelijk is aan de Fourier getransformeerde van dat objekt.
Een ruimer overzicht over de mogelijkheden van coherente beeldvorming is hier niet op zijn plaats.

Toepassing van frekwentie analyse technieken op beeldoverdracht met incoherent licht geeft minder spektakulaire resultaten, maar is daarom niet minder bruikbaar.
Begrippen als pulsresponse, frekwentie karakteristiek, amplitude karakteristiek en fase karakteristiek hebben een even hanteerbaar analogon in de optiek.
De kracht van frekwentie analyse technieken is gelegen in het feit dat door van een signaal over te stappen op het spektrum van dat signaal (via Fourier transformatie) een moeilijke bewerking als een konvolutie overgaat in een eenvoudig produkt en vice versa.
Daarbij dient men te bedenken dat het uitgangssignaal van een lineair en invariant systeem gezien kan worden als de konvolutie (aftasting) van het ingangssignaal met de pulsresponse van het systeem.
Het direkte gevolg is dat het spektrum van het uitgangssignaal gelijk is aan het produkt van het spektrum van het ingangssignaal en de frekwentie karakteristiek van het lineaire en invariante overdragende systeem.
Hieruit volgt weer dat de frekwentie karakteristiek van een komplex lineair en invariant systeem gelijk is aan het produkt van de frekwentie karakteristiek van zijn (eveneens lineaire en invariante) komponenten.

Aangezien bij incoherente beelvorming het signaal (=radiantie) altijd reëel en positief is, heeft de amplitude karakteristiek zijn maximum bij frekwentie nul. Van deze eigenschap wordt gebruik gemaakt om de frekwentiekarakteristiek van beeldoverdragende systemen op één te normeren bij frekwentie nul.

TABEL 1.
Overeenkomsten en verschillen tussen kommunikatiesystemen en beeldoverdragende systemen, welke zowel lineair als invariant zijn.

Kommunikatie systemen	Beeldoverdragende systemen
Een dimensionale spreidingsruimte.	drie (twee *) dimensionale spreidingsruimte.
Een dimensionale frekwentie ruimte.	drie (twee *) dimensionale frekwentie ruimte.
Pulsresponse.	Puntbeeld. Lijnbeeld.
Frekwentie karakteristiek.	Optische overdrachtsfunktie (O.T.F.)
Amplitude karakteristiek.	Modulatie overdrachtsfunktie (M.T.F.)
Fase karakteristiek	Fase overdrachtsfunktie (P.T.F.)
De bovenstaande karakteristieken zijn éénparametерige funkties van de frekwentie.	De bovenstaande funkties zijn drie (twee *) parameterige funkties van de frekwentie.

*) in geval van statische beelden.

In tabel 1 zijn enkele opmerkelijke verschillen en overeenkomsten tussen kommunikatie systemen en beeldoverdragende systemen opgetekend.
Vanwege de verschillen hebben de optische analogons van de frekwentie-karakteristiek, de amplitude karakteristiek en de fase karakteristiek eigen namen gekregen.
Vaak wordt het tijdsafhankelijke gedrag van beeldoverdragende systemen buiten beschouwing gelaten. In dat geval kan men de modulatie overdrachtsfunktie voorstellen als een berg met als hoogste punt een top boven de oorsprong van het koördinaten systeem (zie figuur 1).
Elke doorsnede door de oorsprong is symmetrisch. De berg behoeft echter niet rotatiesymmetrisch te zijn. Alleen als het puntbeeld rotatiesymmetrisch is dan is de modulatie overdrachtsfunktie dat ook.

Om redenen die later duidelijk zullen worden, wordt de optische overdrachtsfunktie gedefinieerd als de Fourier getransformeerde van het puntbeeld, genormeerd op één bij frekwentie nul.
Wordt ook het tijdsafhankelijk gedrag meegenomen, dan is de optische overdrachtsfunktie gelijk aan het produkt van bovengedefinieerde funktie en de bij frekwentie nul op één genormaliseerde temporale frekwentie karakteristiek van het systeem.

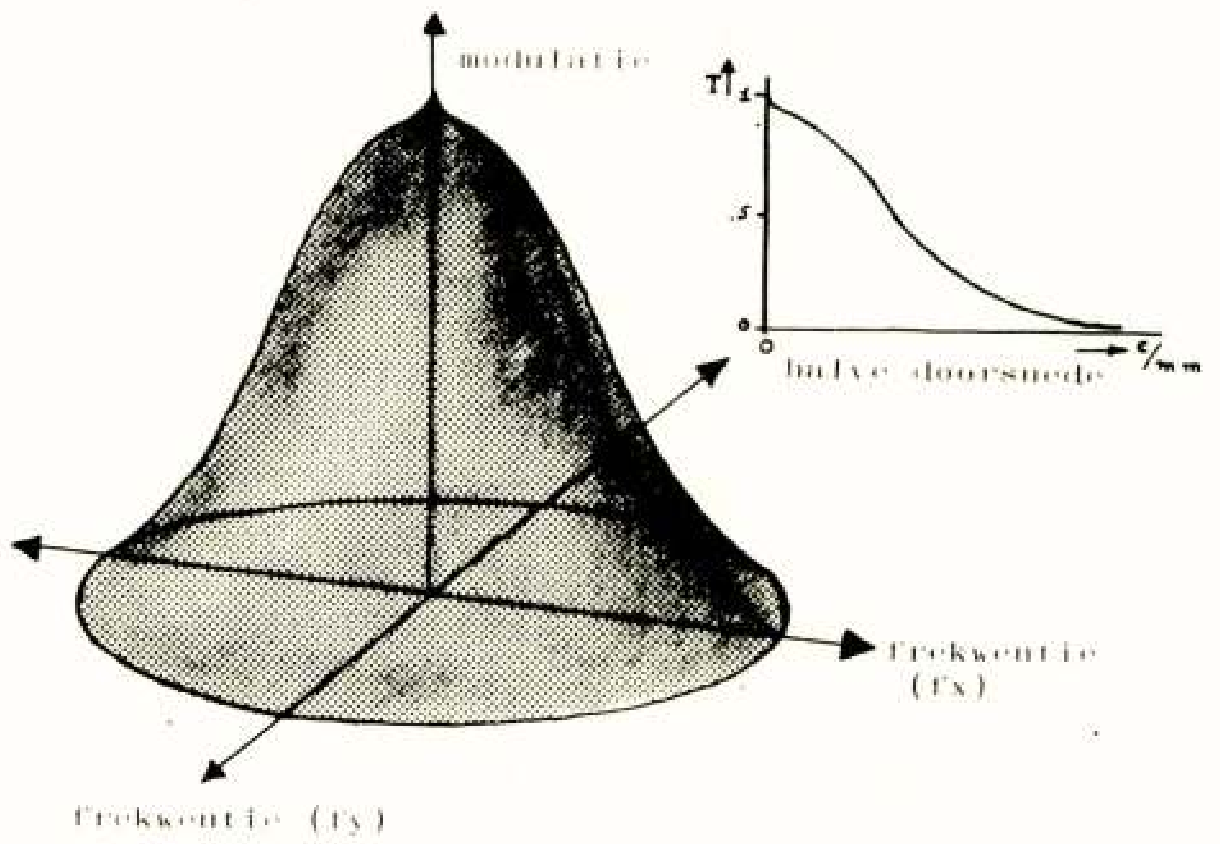


Fig.1. Modulatie overdrachtsfunktie.

TABEL 2. Gevolgen van ruimtelijke variantie.
-Het puntbeeld is plaatsafhankelijk.
-De optische overdrachtsfunktie is plaatsafhankelijk.
-De eenvoudige produktregels gaan niet meer op.
-De optische overdrachtsfunktie blijft een waardevolle beeldkwaliteitsparameter.
-De optische overdrachtsfunktie blijft een kriterium voor de bruikbaarheid van een component als onderdeel van een komplex lineair beeldoverdragend systeem.

Helaas is aan de voorwaarde van ruimtelijke variantie in de praktijk zelden voldaan (zie tabel 2).
Gewoonlijk is de scherpte van een puntbeeld aan de rand van het beeldveld anders dan in het centrum van het beeldveld. Het gevolg is dat, indien wordt uitgegaan van de bovenbeschreven definitie van de optische overdrachtsfunktie, de eerder genoemde eenvoudige produkt regels voor spektra en frekwentiekarakteristieken niet meer exact opgaan.
Dit neemt niet weg dat de optische overdrachtsfunktie en zijn modulus, de modulatie overdrachtsfunktie, zelfs voor systemen welke ruimtelijk variant zijn een waardevol beeldkwaliteitskriterium kunnen zijn en dat deze funkties een handig kriterium vormen voor de

bruikbaarheid van een komponent als onderdeel van een komplex lineair beeldoverdragend systeem.
De optische overdrachtsfunktie en vooral de modulatie overdrachtsfunktie worden dan ook vaak gebruikt om ook minder ideale beeldoverdragende systemen te kenmerken.

De gevolgen van het ruimtelijk variant zijn, hebben echter tot nu toe vaak aanleiding gegeven tot grote verwarring. Om dit begrijpelijk te maken is het zinvol om wat aandacht te schenken aan het meten van de optische overdrachtsfunktie. We zullen ons daarbij beperken tot de meting van de modulatie overdrachtsfunktie.
Een van de meest voor de hand liggende methoden om de amplitude karakteristiek van een filter te meten is uitgaan van een sinusvormig signaal en aan de uitgang de overgebleven modulatie als funktie van de frekwentie van het ingangssignaal te meten. Tracht men dit na te bootsen bij niet al te ideale beeldoverdragende systemen dan krijgt men al gauw problemen met verschijnselen, welke bij kommunikatie systemen niet gebruikelijk zijn, zoals vignettering, vertekening, beeldbegrenzing en variantie (zie figuur 2).

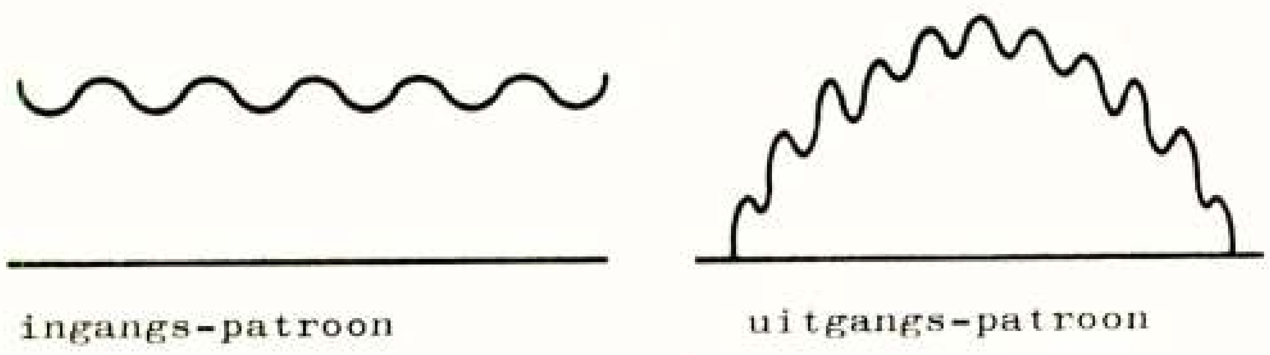


Fig.2. De invloed van vignettering, vertekening, beeldbegrenzing en ruimtelijke variantie op het uitgangsbeeld van een sinusvormig patroon.

Voor vignettering (plaatsafhankelijke verzwakking) en vertekening (plaatsafhankelijke vergroting) is in principe korrektie mogelijk.
Beeldbegrenzing geeft problemen bij de bepaling van de modulatie in het uitgangssignaal, wanneer de ruimtelijke frekwentie laag is ten opzichte van de inverse van de afmeting van het beeldveld.
Variantie (plaatsafhankelijke modulatie) heeft tot gevolg dat zelfs het voor vignettering en vertekening gekorrigeerde uitgangsbeeld van een sinusvormig objekt niet sinusvormig is.
Deze problemen zijn te omzeilen door het sinusvormige objekt in een richting loodrecht op de golven te bewegen. Meet men nu in het uitgangsbeeld de luminantie, dan vindt men een modulatie overdracht, welke van plaats tot plaats en met de orientatie van het sinusvormige objekt varieert.
Bij deze meting moet men echter terdege rekening houden met het tijdsafhankelijke gedrag van het meetapparaat en van het apparaat waaraan gemeten wordt.
Een andere methode om de amplitude karakteristiek van een lineair filter te meten is uitgaan van een ingangssignaal met een vlak ("wit") frekwentiespektrum (bijvoorbeeld witte ruis). Plaatst men nu aan de uitgang een Fourier analysator (wave analyser) dan levert deze direkt de amplitude karakteristiek.
Het optische analogon van een tijdsafhankelijk signaal met een wit spektrum is een punt- of lijnvormige lichtbron. Het bijbehorende uitgangsbeeld kan worden opgemeten en vervolgens worden omgezet in zijn Fourier getransformeerde.
Er bestaan echter ook meetapparaten, welke in staat zijn (zij het over een beperkt frekwentie gebied) direkt een ruimtelijke Fourier transformatie uit te voeren.
Een voorbeeld daarvan is de ODETA (Old Delft Transfer Analyser) (zie figuur 3).

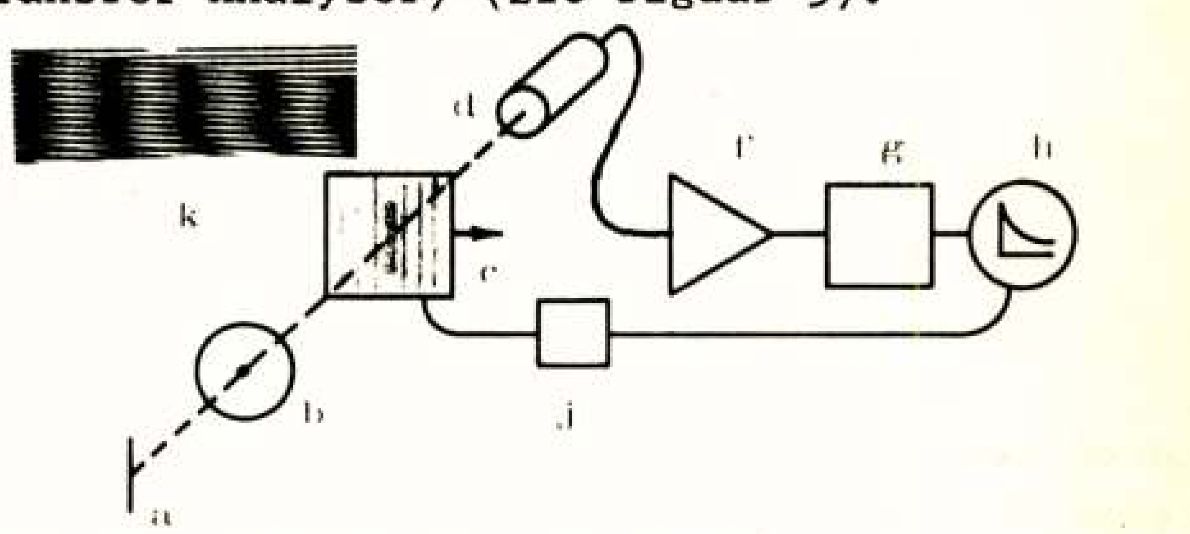


Fig.3. principe van de ODETA.
a. objektspleet, b.testlens, c. afstembaar ruimtelijke filter, d. photomultiplier, f.smalle bandversterker, g. wisselspanningsmeter, h.skoop, k. moiré spatiaal filter. De sinusgolf van het spatiaal filter beweegt met een zodanig snelheid, dat de versterker een signaal met een vaste grondfrekwentie aangeboden krijgt.

Omdat de analyse van een puntbeeld en van een lijnbeeld op praktische bezwaren stuit, maakt men liever gebruik van spleetvormige objekten. De spleet moet smal genoeg zijn om een voldoend "wit" ingangsspektrum te waarborgen en kort genoeg om geen problemen te krijgen met vignettering, vertekening en variantie.

De problemen van beeldbegrenzing worden geëlimineerd door precies, en niet meer, dan dàt gedeelte van het uitgangsbeeld te analyseren dat tijdens normale waarneming gebruikt wordt.
Op deze wijze vindt men echter niet de eerder gedefinieerde optische overdrachtsfunktie, maar een gereduceerde vorm daarvan, welke men uit de optische overdrachtsfunktie kan afleiden door de ruimtelijke frekwentie behorende bij de lengterichting van de spleet gelijk aan nul te nemen (zie figuur 4).

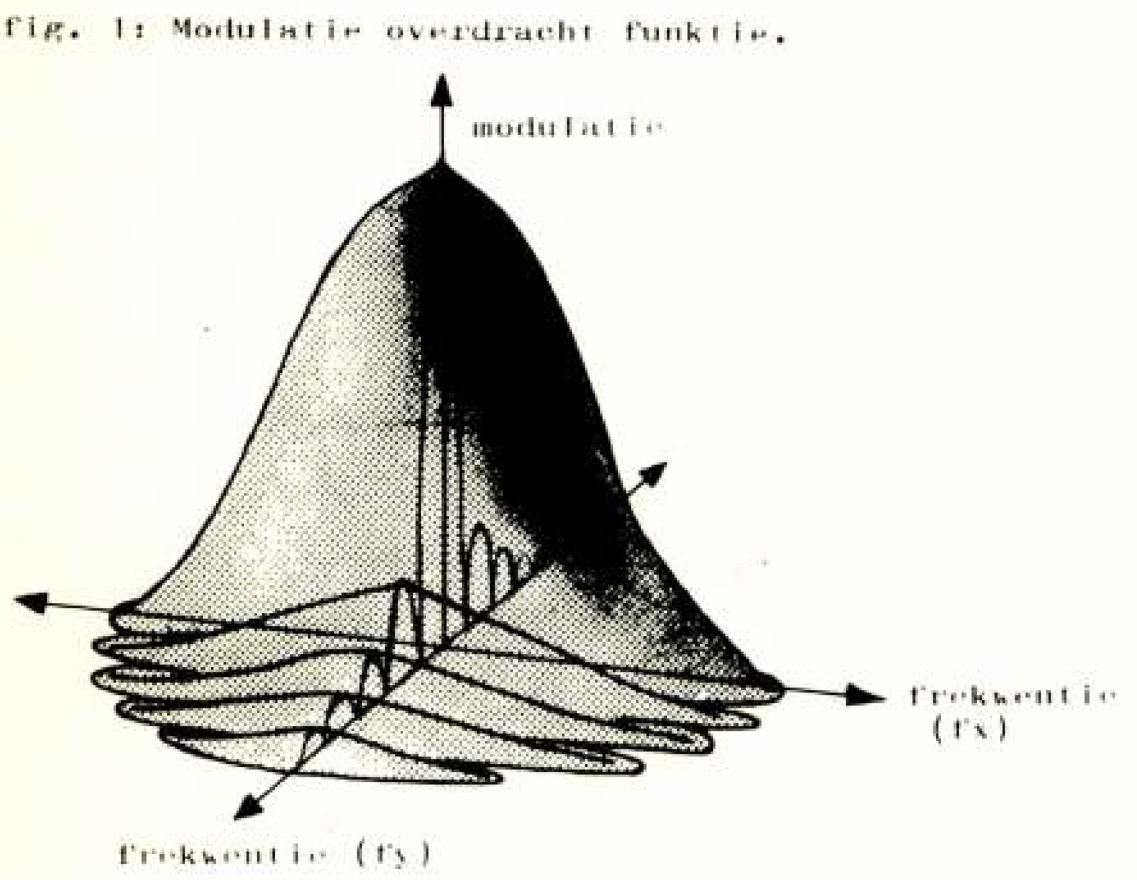


Fig.4. Modulus van de Fouriergetransformeerde van het beeld van een korte, smalle spleet, waarvan de lange zijde in de y-richting staat. Vergelijk de doorsnede in de fx-richting met die van de modulatie overdracht funktie (figuur 1).

Meet men de ruimtelijke frekwentie karakteristiek voor een aantal orientaties van de objekt spleet, dan kan men een vrij volledig beeld krijgen van de gehele optische overdrachtsfunktie.
(Opmerking: Om deze reden is het zinvol om het begrip lokale lijnspreidingsfunktie in te voeren, zijnde de konvolutie van het eventueel plaatsafhankelijke puntbeeld met een lijn. De bij frekwentie nul op één genormaliseerde Fourier getransformeerde van deze lokale lijnspreidingsfunktie is gelijk aan de doorsnede door de oorsprong van de optische overdrachtsfunktie behorende bij de orientatie van de gekozen lijn. Het weergeven van de op deze wijze gevonden frekwentie karakteristiek als funktie van de orientatie van de gekozen lijn is equivalent met het weergeven van de optische overdrachtsfunktie.

De definitie van de optische overdrachtsfunktie als Fourier getransformeerde van de (lokale) lijnspreidingsfunktie is weliswaar foutief, maar gezien bovengegeven argumentatie is het gebruik van de naam optische overdrachtsfunktie voor de, bij frekwentie nul op één genormaliseerde, Fourier getransformeerde van de lokale lijnspreidingsfunktie, gegeven als funktie van de orientatie van de bijbehorende lijn wel degelijk zinvol).
Afgezien van de problemen die ontstaan bij ruimtelijke variantie wordt het meten en het gebruik van de optische overdrachtsfunktie ook nog bemoeilijkt door het grote aantal omstandigheden waarvan de optische overdrachtsfunktie afhankelijk kan zijn (zie tabel 3).
Het hanteren van de optische overdrachtsfunktie heeft geen zin, wanneer niet tegelijkertijd alle relevante omstandigheden bekend zijn.
Dit betekent dat het resultaat van een meting van de optische overdrachtsfunktie onbruikbaar is, wanneer niet samen met het meetresultaat de relevante meetkondities gespecificeerd worden.
Bovendien is een meetresultaat slechts dan bruikbaar, wanneer het gemeten is onder kondities, die de normale gebruikskondities zo dicht als noodzakelijk is benaderen.
Soms kan aan deze voorwaarde slechts gedeeltelijk worden voldaan.

TABEL 3.

De optische overdrachtsfunktie van een beeldoverdragend apparaat kan afhangen van:
- de spektrale en angulaire energie-verdeling van het objekt afkomstige licht, dat het beeldoverdragende apparaat binnenvalt.
- de spektrale en angulaire gevoeligheid van de beelddetektor aan de uitgang van het beeldoverdragende apparaat.
- de vergroting.
- de fokussering.
- interne en externe diafragmas.
- de positie en de orientatie van het waargenomen objekt detail.
- de grootte en de vorm van het uitgangsbeeld kader.
- klimatologische omstandigheden (temperatuur, luchtdruk, vochtigheid).
- mechanische spanning en trillingen.
- stof, rook, mist, vochtaanslag.
- rimpel op voedingsbronnen (bij beeldversterkers).
- statische en dynamische elektromagnetische

velden (bij beeldversterkers).
-enz.

Beeldversterkers.
Beeldversterkers worden toegepast waar te weinig of de verkeerde soort straling voor direkte waarneming met het oog beschikbaar is.
Indien het ingangsstralingsniveau erg laag is, wordt de waarneembaarheid van het uitgangsbeeld niet alleen beperkt door de onscherpte van het beeldoverdragende systeem maar bovendien door de in het uitgangsbeeld aanwezige ruis. Beelddetektie en beeldintensivering worden beheerst door een aantal naast of na elkaar opererende ketens van Poisson processen.
In de beeldversterker kan de beelddetektie en beeldintensivering plaatsvinden door een aantal opeenvolgende konversies van de ene soort straling naar de andere, konversie van fotonen naar elektronen, elektronen vermenigvuldiging en konversie van elektronen naar fotonen.
In elk van deze stappen wordt wat ruis opgewekt, welke tot op zekere hoogte evenredig is met de wortel uit het aantal kwanten dat in de betreffende stap per oppervlakte eenheid en per tijdseenheid aan de beeldvorming meedoet.
(Ruisbijdragen van ongekorreleerde processen kunnen kwadratisch worden opgeteld om de totale ruis te vinden. Vandaar de wortel!).
De in een versterker stap opgewekte ruis wordt in de opeenvolgende stappen versterkt (op dezelfde wijze als het signaal zelf versterkt wordt).
Dit houdt in, dat de ruisbijdragen, welke hun oorsprong vinden in stappen vooraan in het versterker proces, het sterkste in het uitgangssignaal meespreken.
De ruisbijdrage in een bepaalde versterkerstap is groter naarmate de stap-versterking een grotere relatieve spreiding vertoont.
Dit is vooral van belang bij gebruik van een kanaal elektronen vermenigvuldiger plaat, want in een dergelijke beeldversterker komponent is de spreiding van de stapversterking gewoonlijk vrij groot.
Daarnaast heeft de kanaalplaat een niet te verwaarlozen gesloten oppervlak. Elektronen die op dit oppervlak botsen zijn voor de beeldvorming verloren (versterking nul!).
Beeldversterkers welke met dergelijke komponenten zijn uitgerust hebben weliswaar een grote versterking, maar de signaal/ruisverhouding aan de uitgang van deze beeldversterkers is beduidend lager dan de signaal/ruisverhouding in het aan de beeldversterker aangeboden beeld.
De verslechtering van de signaal/ruisverhouding, welke door de binnen de beeldversterker opgewekte ruisbijdragen (en dan alleen de signaal afhankelijke) wordt veroorzaakt, kan worden gekenmerkt met de ruisenergie faktor F

$$F = \frac{(S/R)^2_{in}}{(S/R)^2_{uit}}$$

Duiden we de kwantum detektie efficientie van het ongewapende oog aan met η_{oog} en is het gemiddelde aantal kwanten dat per oppervlakte eenheid en per tijdseenheid voor waarneming van een detail beschikbaar is gelijk aan n dan geldt voor het ongewapende oog:

$$(S/R)^2_{oogzenuw} = n.\eta_{oog}.\Delta^2.\tau_{oog}$$

Δ^2 is het oppervlak van het waargenomen objekt.
τ_{oog} is de integratietijd van het oog.

In geval van toepassing van een beeldversterker geldt

$$(S/R)^2_{oogzenuw} = \frac{n.\Delta^2.\tau_{oog+B.V.}}{F + \frac{1}{A.\eta_{oog}}}$$

$\tau_{oog+B.V.}$ is de integratietijd van de kombinatie van oog en beeldversterker.
A is de kwantumversterking van de beeldversterker, met verrekening van het verschil in gevoeligheid van het oog voor de aan de ingang aangeboden straling en het aan de uitgang geleverde licht.
Indien A voldoende groot is geldt:

$$(S/R)^2_{oogzenuw} = n.\Delta^2.\tau_{oog+B.V.}\cdot\frac{1}{F}$$

Wat dit voor de waarneembaarheid van het uitgangsbeeld betekent is niet zonder meer duidelijk want vaak gaat een lage ruis energie faktor en een hoge $\tau_{oog+B.V.}/\eta_{oog}$ verhouding ten koste van de scherpte van het uitgangsbeeld.
Jammer genoeg zijn er nog geen algemeen geldige verbanden bekend tussen waarneembaarheid, ruis en scherpte. Wel bestaat er een betrouwbare relatie, die dit verband aangeeft voor de waarneembaarheid van eenvoudige details. Deze formule is afkomstig van Rose en de Vries. Uitgangspunt is de hypothese dat een kontrast eerst dan waarneembaar is, wanneer

het enkele malen groter is dan de ruis/signaal verhouding in het uitgangsbeeld (zie figuur 5).

Fig.5. detail met ruis.

$$C_{beeld} \geq k.(R/S)_{beeld}$$

$$(C = \frac{max - min}{max + min})$$

Het verband tussen beeldkontrast en objektkontrast wordt bepaald door de optische overdrachtsfunktie.
Voor elk type detail volgt daaruit een overdrachtsfaktor, welke afhankelijk is van de afmeting van dat detail.

$$C_{beeld} = T(\Delta).C_{objekt}$$

Substitueren we dit en de eerder gevonden waarde voor de ruis/signaal verhouding in de formule van Rose en de Vries dan volgt:

$$C_{objekt}.\Delta \geq \frac{k.\sqrt{F + \frac{1}{A.\eta_{oog}}}}{T(\Delta).\sqrt{n.\tau_{oog+B.V.}}}$$

Terwijl voor het ongewapende oog

$$C_{objekt}.\Delta \geq \frac{k}{\sqrt{n.\tau_{oog}}}$$

Voor statische beelden laat zich hieruit de volgende beeldkwaliteitsparameter afleiden.

$$\varphi(\Delta) = \frac{\tau_{oog+B.V.}.T(\Delta)^2}{\tau_{oog}(F + \frac{1}{A.\eta_{oog}})}$$

Als $\tau_{oog-B.V.} \approx \tau_{oog}$ dan is φ ook een kwaliteitsparameter voor bewegende beelden (anders wordt de zaak beduidend ingewikkelder).
Als A voldoende groot is geldt.

$$\varphi(\Delta) = \frac{\tau_{oog+B.V.}}{\tau_{oog}}.T(\Delta)^2.\frac{1}{F}$$

Voor een enkeltraps beeldversterker zonder beeldverkleining en zonder kanaalversterker plaat is A voor lage lichtniveaux te klein om de term $\frac{1}{A.\eta_{oog}}$ te kunnen verwaarlozen (oogbeperkt systeem).
Door toepassen van beeldverkleining, meer trappen of door toepassen van een kanaalversterker plaat bereikt men dat het systeem niet langer oogbeperkt is.

Zoals eerder betoogd geldt het bovenstaande eigenlijk alleen voor waarneming van eenvoudige details. Toch is gebleken dat systemen, welke goed uitkomen in detail-perceptie experimenten met dergelijke eenvoudige objekten, ook goed voldoen voor waarnemingen aan ingewikkelde objekten en omgekeerd.
Dit betekent dat de kwaliteitsparameter φ wel degelijk een wat algemener karakter gegeven kan worden.
Het verdient dan echter aanbeveling om de overdrachtsfaktor $T(\Delta)$ te vervangen door een wat algemener overdrachtskenmerk. Men kan bijvoorbeeld gebruik maken van het begrip ruimtelijke ruisequivalente bandbreedte (een analogon van de temporale ruisequivalente bandbreedte):

$$B_s = \int\int_{-\infty}^{\infty} |OTF(f_x,f_y)|^2.df_x.df_y$$

(Het tijdsafhankelijke deel is hier buiten beschouwing gelaten).
Voor rotatiesymmetrische beeldoverdragende systemen geldt

$$B_s = 2.\pi.\int_0^{\infty} |OTF(f_r)|^2.f_r.df_r$$

In analogie van de integratietijd τ bestaat het begrip integratie oppervlak α.

$$\alpha = \frac{1}{B_s}$$

Naast deze twee dimensionale bandbreedte is het ook mogelijk een ééndimensionale bandbreedte te definiëren, welke bruikbaar is voor beelden, welke slechts in één dimensie variëren.

$$B_1 = \int_{-\infty}^{\infty} |OTF(f_x,0)|^2.df_x$$

Met deze bandbreedte komt een integratie breedte δ overeen

$$\delta = \frac{1}{B_1}$$

(Voor de integratietijd τ geldt $\tau = \frac{1}{2.B_t}$ vanwege de normaal gebruikte definitie

$$B_t = \int_0^{\infty} |OTF_t(f_t)|^2.df_t$$

Passen we dit toe op de kwaliteitsfaktor voor beelden welke in twee dimensies kunnen variëren dan zouden we als algemeen geldige kwaliteitsfaktor kunnen postuleren:

$$\varphi_{algemeen} = \frac{\tau_{oog+B.V.}.B_s}{\tau_{oog}.(F+\frac{1}{A.\eta_{oog}})}$$

$$= \frac{\tau_{oog+B.V.}}{\tau_{oog}.\alpha.(F+\frac{1}{A.\eta_{oog}})}$$

Met deze grootheid is het mogelijk een algemeen geldige karakterizering van de bruikbaarheid van een beeldversterker te geven uit oogpunt van scherpte en ruis in het uitgangsbeeld.
Vanzelfsprekend zijn eigenschappen zoals vergroting, beeldhoek, vignettering, vertekening, variantie, gewicht, hanteerbaarheid, enz. eveneens bepalend voor de bruikbaarheid van het beschouwde systeem.
Gewoonlijk is een beeldversterker een gewogen keuze uit een aantal mogelijkheden, waarbij hanteerbaarheid, waarnemingsgemak en niet in de laatste plaats de prijs de bepalende gewichtsfaktoren zijn.

Voordracht gehouden op 22 februari 1974 tijdens werkvergadering nr. 235 in het Philips Natuurkundig Laboratorium te Eindhoven.

RIJKSUNIVERSITEIT UTRECHT

In de fakulteit der Wiskunde en Natuurwetenschappen bestaat een vakature voor een

BUITENGEWOON HOOGLERAAR IN DE ELEKTRONISCHE INSTRUMENTATIE EN SIGNAALVERWERKING.

Deze extra ordinarius zal binnen het Fysisch Laboratorium in de vakgroep Technische Natuurkunde verantwoordelijk zijn voor het desbetreffend onderwijs, hetwelk reeds gedeeltelijk wordt verzorgd door een aantal medewerkers.
Hij zal tevens betrokken worden in de research in de elektronische instrumentatie, die geschiedt ten behoeve van de vakgroepen in de experimentele natuurkunde.
Aanstelling kan geschieden tot een maximum van twee dagen per week.
Degenen die voor deze funktie in aanmerking wensen te komen, dan wel de aandacht willen vestigen op volgens hen gekwalificeerde kandidaten, wordt verzocht zich binnen vier weken na het verschijnen van deze advertentie te wenden tot prof. dr. ir. A.M. Hoogenboom, Fysisch Laboratorium van de Universiteit, Sorbonnelaan 4, Utrecht (tel.030-531650, huis 030-785626).
Schriftelijke sollicitaties dienen vergezeld te gaan van een uitgebreid curriculum vitae en van een lijst van publikaties e.d..

TELEVISIE-OPNAME SYSTEMEN VOOR LAGE LICHTNIVEAUX EN TOEPASSINGEN MET KLEUREN- EN ZWART-WIT CAMERA'S.

Dr.Ir.G. van Aller en Drs.T.G.Schut
N.V.PHILIPS'Gloeilampenfabrieken, Eindhoven.

Inleiding.

In de laatste jaren zijn verschillende camera-buizen en opname-systemen voor T.V. bij lage lichtniveaux door diverse firma's ontwikkeld. De eigenschappen van deze systemen, zoals statische en dynamische modulatie-overdracht, signaal-ruis verhouding als funktie van de belichting aan de ingangszijde, zijn zowel theoretisch als praktisch onderling vergeleken, als regel echter in laboratorium opstellingen. Veel minder ervaring is beschikbaar bij gebruik onder praktijkomstandigheden. Het is gebleken dat onder zulke omstandigheden andere eigenschappen zoals grootte, gewicht, geometrische vertekening, "blooming" tengevolge van felle lichtpunten in de scene, prijs en betrouwbaarheid van meer belang kunnen zijn dan de meer theoretische beeldvormende eigenschappen, uiteraard afhankelijk van de specifieke toepassing.

Men kan in het algemeen verschillende toepassingsgebieden onderscheiden:

a) T.V. systemen voor zeer lage lichtniveaux, waarbij de versterking zo hoog is dat de fundamentele ruisgrens bereikt wordt, zijn voornamelijk van belang voor militaire doeleinden, voor bewaking 's nachts en voor de astronomie. Met de fundamentele ruisgrens wordt hier bedoeld dat de fluctuaties in de stroom van primaire informatie-dragers, dus de fotonen of foto-electronenstroom in de ingangssectie, na versterking, de signaal-ruis verhouding in het beeld bepalen. Verdere versterking heeft dan geen zin meer.

b) Naast deze systemen voor de zeer lage lichtniveaux zijn er echter eveneens systemen voor minder lage lichtniveaux, met een gevoeligheid in de orde van grootte van 100 maal of minder de gevoeligheid van een normale camera. In een aantal toepassingen zijn dergelijke camera's zeer nuttig en vaak noodzakelijk gebleken voor bepaalde toepassingen.

Voor dit gebied van minder lage lichtniveaux is nu gebleken dat een opname-systeem bestaande uit een combinatie van een helderheidsversterker en een Plumbicon camera-buis goed bruikbaar is. Op zeer uiteenlopende gebieden zijn interessante toepassingen tot stand gekomen, vaak door min of meer toevallige contacten met personen of instituten. Enerzijds is dit systeem gebruikt voor industriële en medische zwart-wit opnamen, recent is hetzelfde systeem eveneens geschikt gemaakt voor toepassing in kleurencamera's.

Begonnen wordt met een kort overzicht van Kühl's methode voor de vergelijking van de performance van opname systemen voor lage lichtniveaux. Dit zal worden gevolgd door een beschrijving van de voornaamste eigenschappen van het helderheidsversterker - Plumbicon systeem, terwijl tenslotte een aantal toepassingen zullen worden genoemd.

Vergelijking van opname-systemen.

Een methode voor de vergelijking van T.V. opname systemen voor lage lichtniveaux is gegeven door Kühl (1). Alleen de voornaamste formules met de belangrijkste eigenschappen zullen hier worden herhaald. Uitgegaan wordt van de volgende empirisch vastgestelde formule:

$$C_b \geqslant K_r \cdot \left(\frac{R}{S}\right)_b \qquad (1)$$

Dit is de bekende formule van Rose (2), en betekent dat beelden, met een lage informatie-inhoud, herkenbaar zijn als het beeldcontrast C_b een bepaalde faktor K groter is dan de ruis-signaal verhouding, bepaald door de fluctuaties van de informatie dragende quanten, binnen de integratie-tijd en per beeldelement.

Onder bepaalde voorwaarden kan men met de modulatie-overdrachts-funktie $T_m(\nu)$ het beeldcontrast C_b uitdrukken in het contrast C_v van het voorwerp, waarbij ν een karakteristieke ruimtelijke frequentie aan de ingangszijde van het systeem is van het voorwerp of detail:

$$c_b(\nu) = c_v(\nu).T_m(\nu), \tag{2}$$

met $\nu = \frac{1}{2\Delta}$ (3)

Δ is een karakteristieke afmeting van het voorwerp, zoals afgebeeld op de ingangszijde.

De ruis in het beeld kan als volgt via de ruisfactor F uitgedrukt worden in de ruis aan de ingangszijde:

$$F = \frac{(S/N)^2_v}{(S/N)^2_b} = \frac{1}{q.d.e.} \tag{4}$$

De omgekeerde waarde van F wordt vaak de quantumdetectie efficiency genoemd. Combinatie van bovenstaande vergelijkingen levert dan:

$$c_v \geqslant \frac{K_r \sqrt{F}}{T_m(\nu).(S/N)_v} \tag{5}$$

Deze formule beschrijft in principe hoe groot het ingangscontrast minstens moet zijn voor waarneembaarheid van het detail Δ , in afhankelijkheid van systeem parameters en ingangscondities zoals lichtniveau, spectrale gevoeligheid en reflectie, eigenschappen van het objectief en integratietijd.

De ruisfactor kan als volgt geschreven worden:

$$F = \frac{1}{\eta_p} \left(1 + \frac{\sigma^2_A}{\sigma^2_B}\right) \tag{6}$$

Een opname systeem bestaat in wezen uit een aantal conversie-stappen, elk met een bepaalde versterking of opbrengst, in feite een opeenvolging van een aantal statistische processen (3).

De belangrijkste omzetting is van primaire fotonen in electronen, dus het rendement η_p van de eerste detector. Is de versterking van volgende conversie-stappen voldoende hoog, dan is hiervan de bijdrage tot de ruis aan de uitgang te verwaarlozen. Voor de ruisstroom aan de uitgang kan dan geschreven worden:

$$\sigma^2_B = 2.e.B_{eq}.i_p.\frac{g^2}{\eta^2_p} \tag{7}$$

$$= 2.e.B_{eq}.i_s.A \tag{8}$$

In deze formules is g de totale quantumversterking inclusief die van de eerste detector, i_p is de primaire fotoelectronenstroom, B_{eq} is de aequivalente bandbreedte die berekend kan worden uit de modulatieoverdrachtsfunktie, i_s is de signaalstroom in de camerabuis, A de verhouding tussen i_s en i_p, dus gelijk aan $\frac{g}{\eta_p}$.

Hierbij moet genomen worden de ruis aan de uitgang t.g.v. de electronische versterker:

$$\sigma^2_A = \frac{4\,k\,T\,B}{R} + \frac{16}{3}\,k\,T\,R_{eq}\,C^2\,\pi^2\,B^3 \tag{9}$$

Zoals bekend is dit afhankelijk van de bandbreedte B, de signaalweerstand R, de ruisaequivalente weerstand R_{eq} van de voorversterker en van de absolute temperatuur.

Het is duidelijk dat men F liefst zo klein mogelijk maakt. Dit houdt in de versterking A zo groot mogelijk, met eveneens zo groot mogelijk rendement η_p. Voor de versterking zijn echter ook grenzen. In de eerste plaats kunnen hoge versterkingen alleen bereikt worden ten koste van de M.T.F., zodat in formule (5) de verhouding van $\frac{\sqrt{F}}{T_m}$ zelfs kan toenemen. Verder is er steeds een zekere beperking in de range van lichtniveaux die verwerkt kunnen worden, te veel versterking kan overbelasting van het electronische systeem geven.

<u>Beschrijving van systeem en componenten voor zwart-wit toepassing.</u>

Zoals reeds genoemd bestaat het systeem uit een combinatie van een helderheidsversterker en een Plumbicon, met vezeloptiekkoppeling.

De helderheidsversterker is een electrostatisch gefocusseerde diode, met vezel-optiek in- en uitgangsvenster. De fotokathode kan een blauwgevoelige S-20 of een meer roodgevoelige S-25 zijn, afhankelijk van de spectrale emissie van de scene. De hoogspanning is 16kV, de bruikbare ingangsdiameter 25 mm. en de vergroting 1x.

Voor het kijkscherm is een blauw-emitterende P-11 fosfor gekozen vanwege het hogere quantum rendement en oplossend vermogen van de Plumbicon laag voor blauw licht dan voor groen licht van een P-20 fosfor.

Deze buis verschilt in zoverre van andere electrostatische gefocusseerde dioden, dat hier de geometrische vertekening uiterst klein is. Door geschikte keuze van de lengtediameter verhouding en van de inwendige kromtestralen van de vezeloptiek vensters, kon een vertekeningsvrije afbeelding met hoog oplossend vermogen aan de rand worden

bereikt.

Fig.1a laat het beeld van een rechthoekig raster zien, opgenomen met een conventionele diode-buis met vertekening en verlies van oplossend vermogen aan de rand.

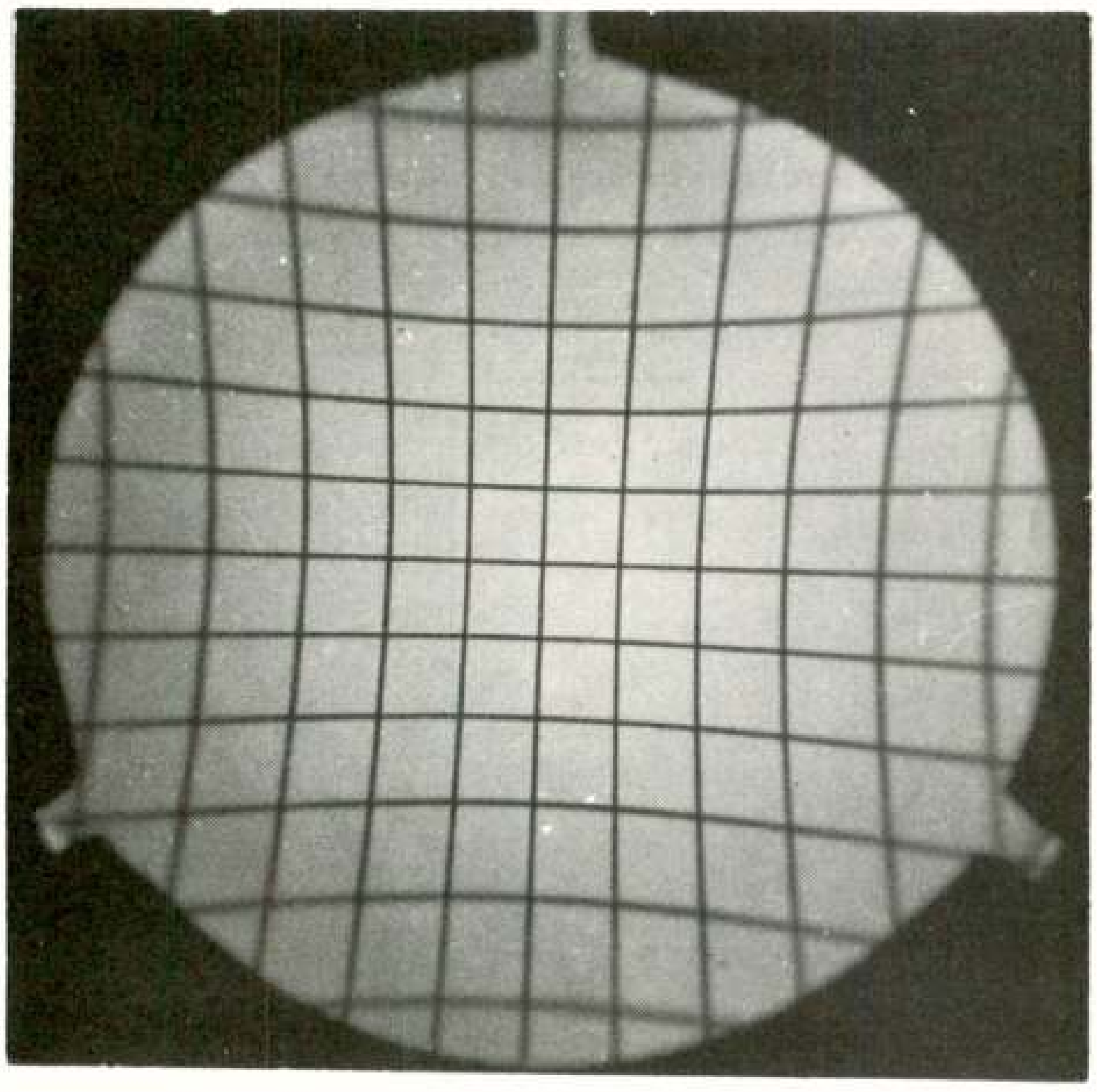


Fig.1a. Afbeelding van een rechthoekig raster door een helderheidsversterker zonder vezeloptiek vensters.

Fig.1b geeft hetzelfde beeld, nu met de speciaal ontwikkelde buis. Vertekening is afwezig, en de scherpte blijft gehandhaafd tot aan de rand.

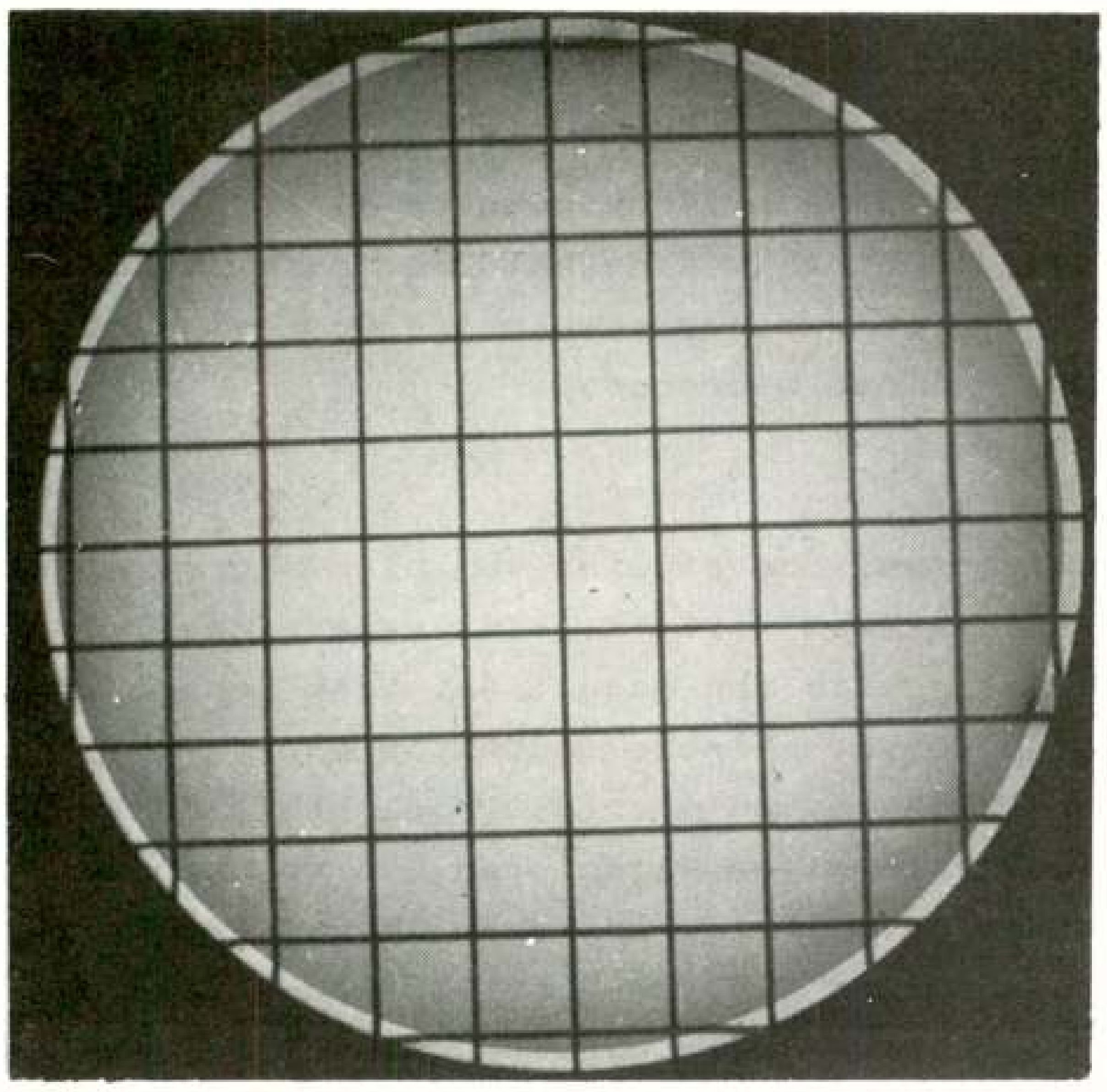


Fig.1b. Afbeelding van hetzelfde raster door een helderheidsversterker met vezeloptiek vensters.

De Plumbicon camerabuis, type 34 XQ, $1\frac{1}{4}$", is eveneens voorzien van een vezeloptiek ingangsvenster. Een van de belangrijke speciale eigenschappen van deze buis is de anti-comet tail funktie (4). Deze funktie is bij onze toepassingen bijzonder nuttig en vaak noodzakelijk gebleken. Lage lichtniveaux buiten gaan dikwijls gepaard met lichtbronnen met een helderheid die enkele grootte-ordes hoger is. Met een normale camera-buis wordt in zo'n situatie blooming ondervonden, met de a.c.t. funktie kan dit grotendeels voorkomen worden.

Fig.2 laat de Plumbicon camera buis en de helderheidsversterker zien, fig.3 het complete camera-systeem. Highlights met een helderheid 100x groter dan de omgeving kunnen zonder teruggang van de beeldkwaliteit verwerkt worden.

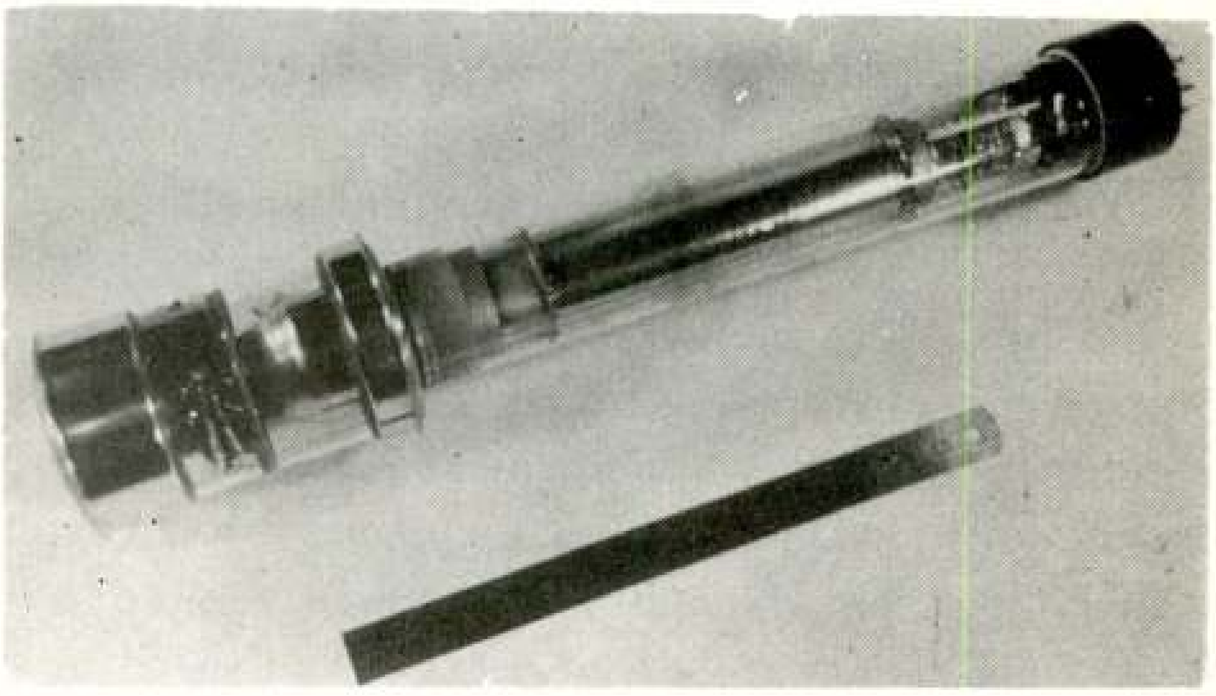


Fig.2. Plumbicon camerabuis en helderheidsversterker.

Fig.3. T.V. camera met helderheidsversterker.

De basis camera is een standaard Philips multi-purpose camera, de helderheidsversterker is aan de voorzijde ingebouwd, waarbij

slechts geringe wijzigingen van de standaard-uitvoering nodig zijn.
De hoogspanningsvoeding, -16kV, kon binnen het huis worden ingebouwd. Standaard objectieven zijn mogelijk; normaal wordt een objectief F/0,95 gebruikt met 50mm. brandpuntsafstand. De belangrijkste eigenschappen staan vermeld in de volgende tabel:

Gevoeligheid:	Min. 15.000 μA/lum. 2856°K Typ. 25.000 μA/lum.
Donkerstroom:	Intrinsiek 0,5-1,0 nA. Met bijverlichting: Gemiddeld 5nA, max. 10nA.
Vertekening:	Afwijking minder dan 1,5% van de beeldhoogte.
Modulatie-diepte bij 400 T.V. lijnen:	35% (gemiddeld).
Gamma:	0,95-1,0.
Traagheid, met bijverlichting:	Bij 150nA signaalstroom is het restsignaal bij de 3° scan omstreeks 2,5%.
Beeldgrootte:	12,8 x 17,1 mm.
Gewicht van camera:	5 kg. (zonder lens).

De gevoeligheid uitgedrukt in μA/lum. is voor een roodgevoelige S-25 kathode als regel hoger dan voor een minder roodgevoelige S-20. De modulatie-diepte is ruim 30% bij 400 T.V. lijnen (i_s=300nA), 600 T.V. lijnen kunnen worden opgelost. In de praktijk kunnen beelden met een redelijke kwaliteit verkregen worden, S/N=15, bij 25 mlux. (T_c= 2800°K) scene verlichting (reflectie 100%). Ruis is dan zichtbaar, dit is nog vrijwel geheel versterkerruis, omdat de totale versterking voor een 1-traps systeem te gering is om de foto-electronen ruisstroom hier groter te doen zijn dan de versterkerruis.

Toepassingen zwart-wit.

Hierna zal een overzicht worden gegeven van een aantal toepassingen waarvoor dit systeem is gebruikt.

Electronenmicroscoop.

In deze toepassing, zie fig.4, is de helderheidsversterker Plumbicon combinatie rechtstreeks geplaatst achter een apart vezeloptiek venster met fosforlaag, zodat een compacte opbouw is verkregen. Normaal vereist fotografie in het microscoop een bundelstroom van grootte-orde 10^{-11} A/cm². Met de gevoelige T.V. combinatie zijn nog bundelstromen van circa 10^{-14} A/cm² bruikbaar, en bij enige tijdsintegratie 10^{-15} A/cm² (5,6).

De opwarming van het preparaat is aanzienlijk geringer, tevens kan gemakkelijk met het beeld van de T.V. monitor gefocusseerd worden, en tenslotte is adaptatie voor zwak licht niet meer nodig.
In dit geval is de totale systeemversterking hoog, en de ruis in het beeld wordt in hoofdzaak veroorzaakt door de fluctuaties van de primaire bundelstroom. Gebruik van een tweede helderheidsversterker heeft dus geen zin hier.

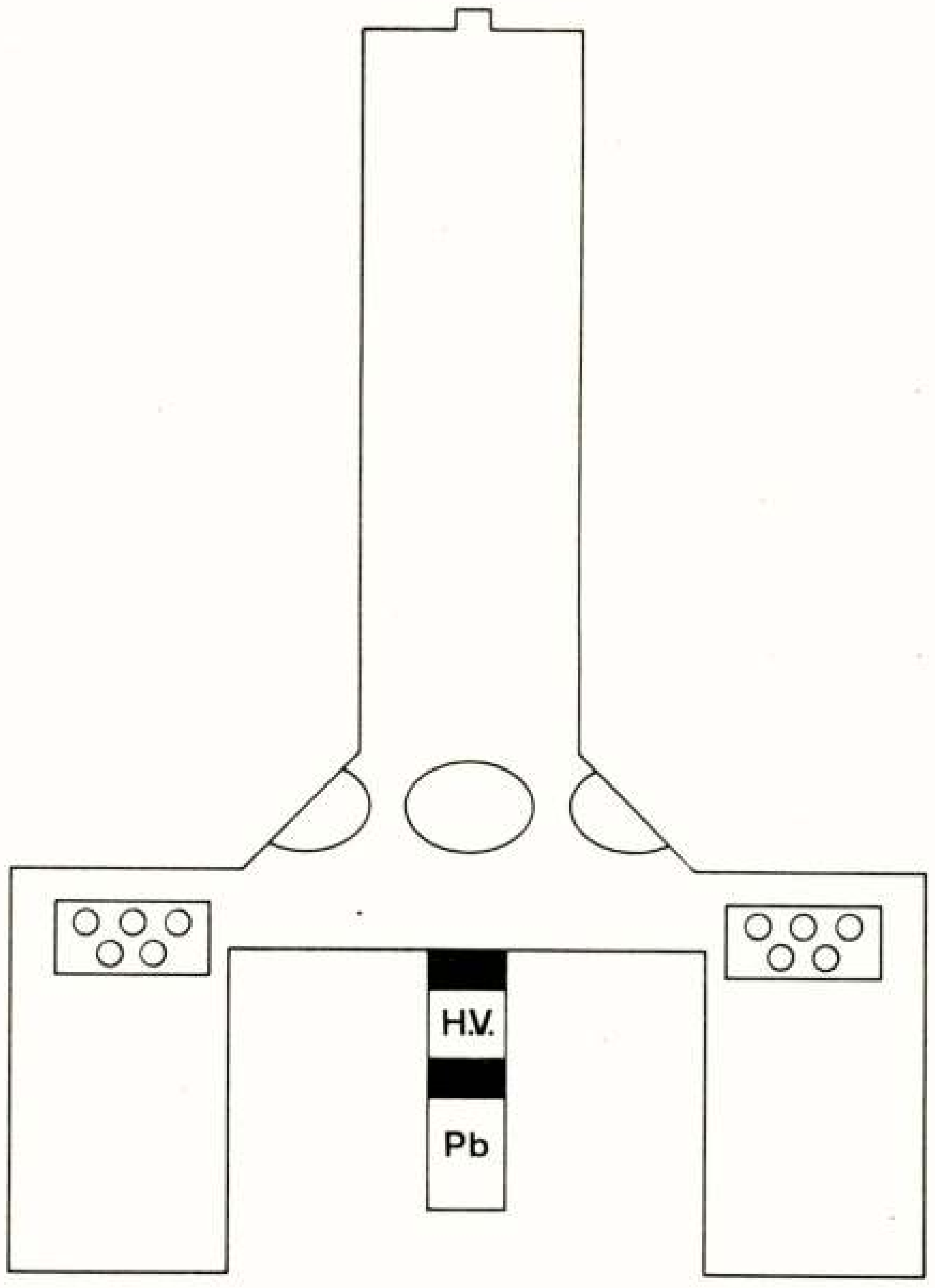


Fig.4. Schematische voorstelling van het gebruik van de helderheidsversterker - Plumbicon combinatie bij het electronen microscoop.

Endoscopie.

Architectonische studies van nieuwe bouwwerken of stadswijken wordt meestal gedaan door middel van fotografie van maquettes. Vaak is het wenselijk een dynamische indruk op ware grootte te verkrijgen, en voor dit doel heeft de Landbouwhogeschool te Wageningen een endoscopie systeem ontwikkeld, in wezen is dit een soort periscoop met T.V. camera. Dit geheel kan dan op "ooghoogte" door b.v. een straat worden bewogen, fig.5.

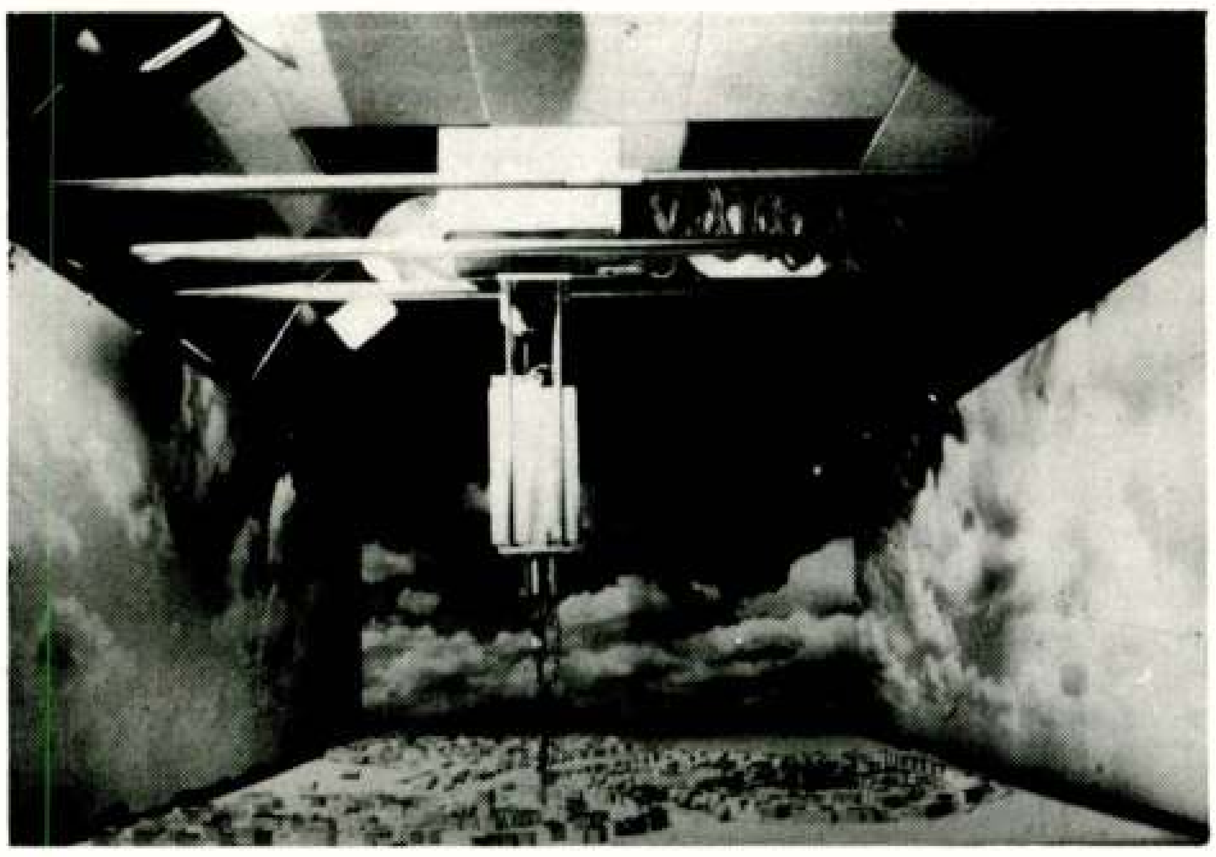


Fig.5. Endoscopie systeem met gevoelige T.V. camera.

Zonder beeldversterking was voor de verlichting minstens 6kW noodzakelijk omdat vanwege de vereiste scherptediepte de apertuur van de lens zeer klein is.
Dit vermogen is zodanig dat de maquette beschadigd kan worden. Met beeldversterking worden monitorbeelden van goede kwaliteit verkregen met een lamp van 150W, waarbij ook natuurlijke schaduwwerking geintroduceerd wordt, fig.6.

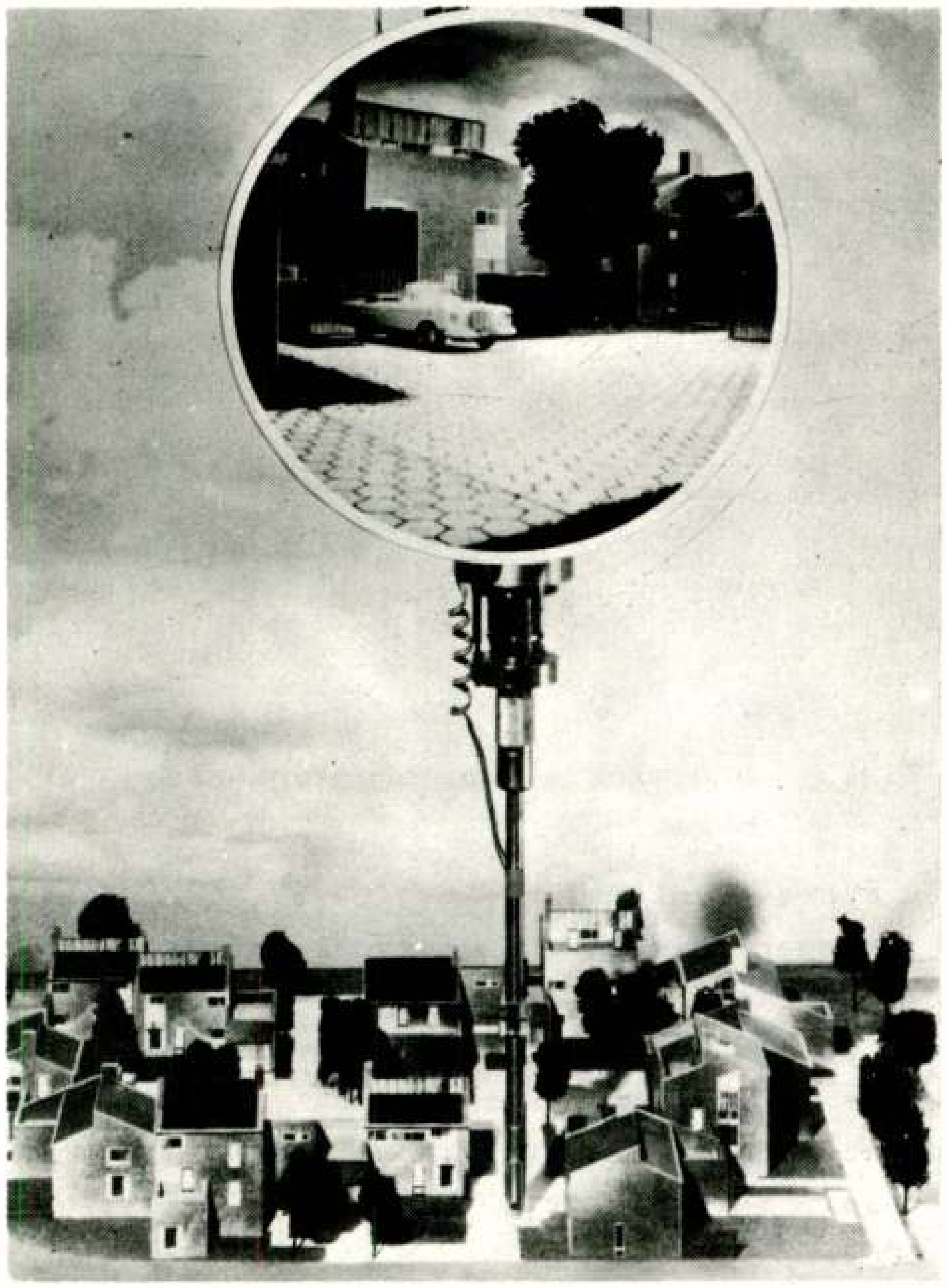


Fig.6. Vergrote weergave van het endoscopie systeem, en (inzet) het monitorbeeld.

Dit systeem is volop in gebruik en ondervindt veel belangstelling van architecten.

Snelle oscillografie en gegevensverwerking.
In het F.O.M.Instituut voor Plasma-Fysica in Jutphaas worden metingen uitgevoerd en gegevens verwerkt van plasma-ontladingen met een tijdsduur van enkele microseconden. Directe conversie van analoge electrische signalen naar digitale vorm gaat moeilijk in deze korte tijd, terwijl eveneens tijdens de ontlading strooivelden de computer kunnen beinvloeden. Het electrische meetsignaal wordt nu met een snelle oscilloscoop geschreven, en gelijktijdig opgenomen met de helderheidsversterker - Plumbicon combinatie, fig.7.

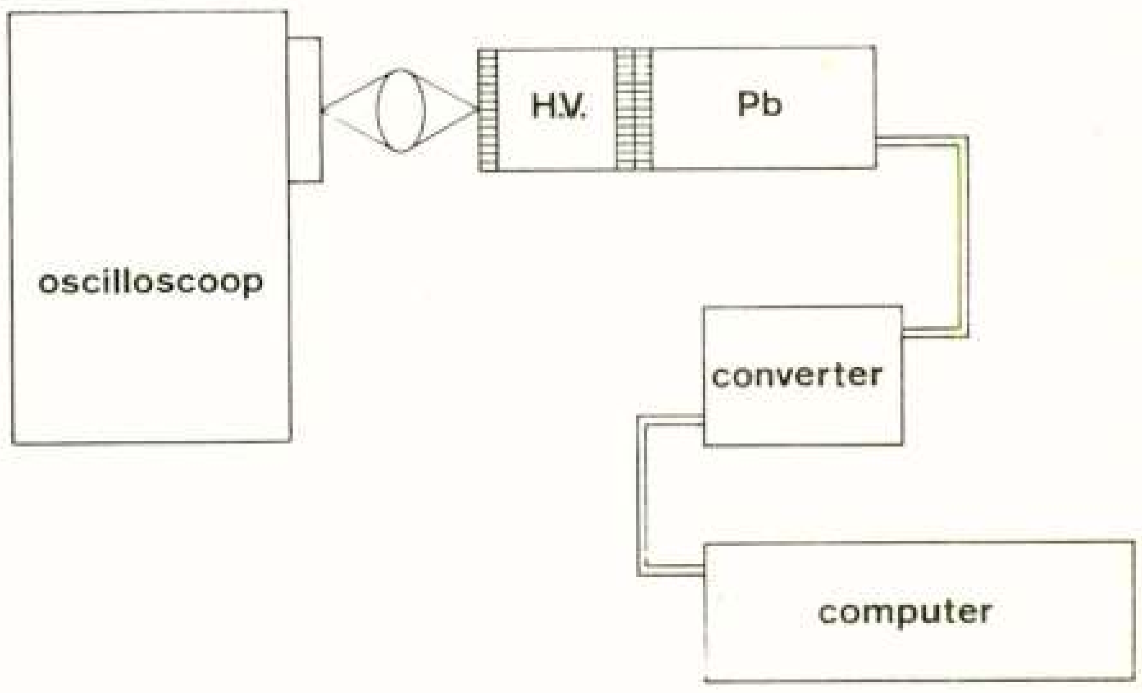


Fig.7. Snelle oscilloscopie met analoog - digitaal conversie.

Het signaal blijft als ladingsbeeld voldoende lang in de fotogeleidende Plumbicon laag aanwezig om analoog-digitaal conversie uit te voeren, in de tijd nadat de ontlading heeft plaatsgevonden (7).

Aerodynamica.
Periodieke wervelingen in een luchtstroom kunnen zichtbaar gemaakt worden met stroboscopische verlichting en Schlieren optieken. Hierbij zijn lichtpulsen van zeer korte tijdsduur, enkele nano-seconden, vereist om onscherpte van het beeld te voorkomen. Zonder beeldversterking vormt het vermogen van de lichtbron een probleem. Met beeldversterking wordt dit ondervangen, terwijl tevens lichtpulsen van nog kortere tijdsduur mogelijk zijn. Een dergelijk systeem, fig.8,is ge-

bruikt in de Technische Hogeschool te Eindhoven bij het bestuderen van acoustische golffronten van met hoge snelheid uitstromend gas.

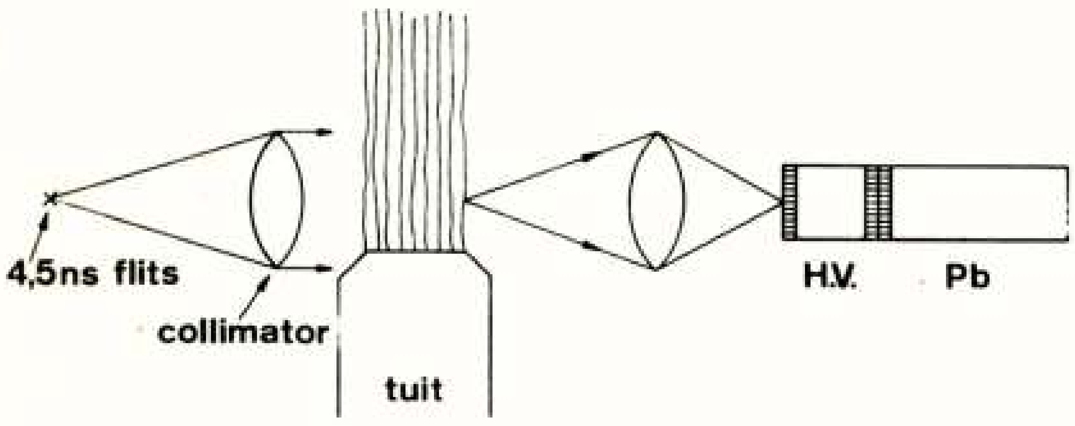


Fig.8. Onderzoek van wervelingen in een luchtstroom met gebruikmaking van een gevoelig T.V.systeem.

Retinografie.

In deze toepassing is de lichtgevoelige T.V. camera achter een Zeiss-fundus oogcamera geplaatst, fig. 9.

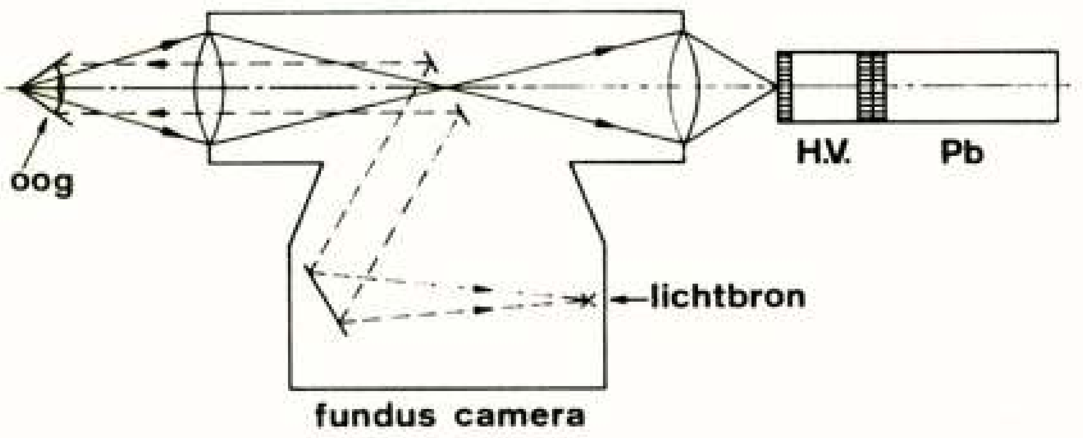


Fig.9. Schematische weergave van T.V. ophthalmoscopie.

Met een zwakke lichtbron, zonder teveel storingen voor de patient, kunnen dynamische beelden van de retina van goede kwaliteit worden verkregen voor de waarneming en bestudering van fixatie-stoornissen, ontstekingsverschijnselen en bloedcirculatie.
Voor dit laatste wordt dan gebruik gemaakt van een fluorescerend contrastmiddel dat ingebracht wordt in het bloedvatensysteem.
De belichting vindt plaats met blauw licht, het fluorescentie licht is groen zodat door middel van filtering de bloedcirculatie tegen een donkere achtergrond zichtbaar wordt. In fig. 10 is de opstelling van de gevoelige T.V. camera achter de fundus camera te zien, de te onderzoeken persoon zit in een normale houding achter het apparaat. Deze toepassing is uitgevoerd in samenwerking met de Oogheelkundige afdeling van het Wilhelmina Gasthuis in Amsterdam.

Fig.10. T.V. ophthalmoscopie in de praktijk.

Radiologie.

In fig.11 is de toepassing voor radiologie met hoog oplossend vermogen geschetst.

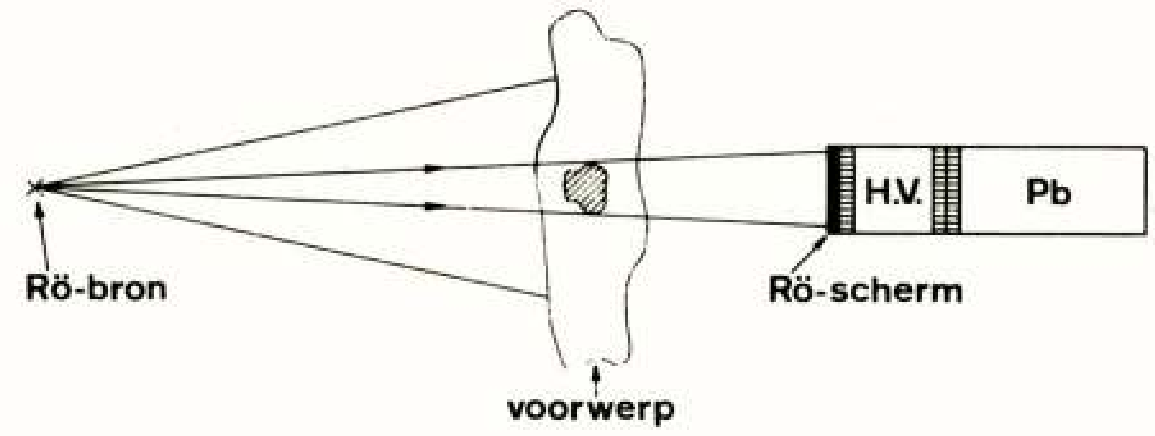


Fig.11. Radiologie met hoog oplossend vermogen.

Een apart vezeloptiek venster met Rö-fosfor wordt voor de helderheidsversterker geplaatst, en van kleine gebieden kunnen beelden met hoog oplossend vermogen worden verkregen. Tevens is deze opstelling vooral geschikt voor het zichtbaar maken van zachte Rö-straling met lage intensiteit.

Vaste stof fysica.
Enkele camera's zijn gebruikt voor het zichtbaar maken van magnetische domeinen in dunne lagen. Hierbij wordt gepolariseerd licht gebruikt, en de eigenschappen worden bestudeerd onder invloed van een extern magnetisch veld. De gevoeligheid van een standaard T.V. camera bleek te gering te zijn om de beelden zichtbaar te maken. Bovendien vinden de experimenten soms bij de temperatuur van vloeibaar helium plaats, zodat alleen zwakke lichtbronnen kunnen worden gebruikt. Zie fig.12.

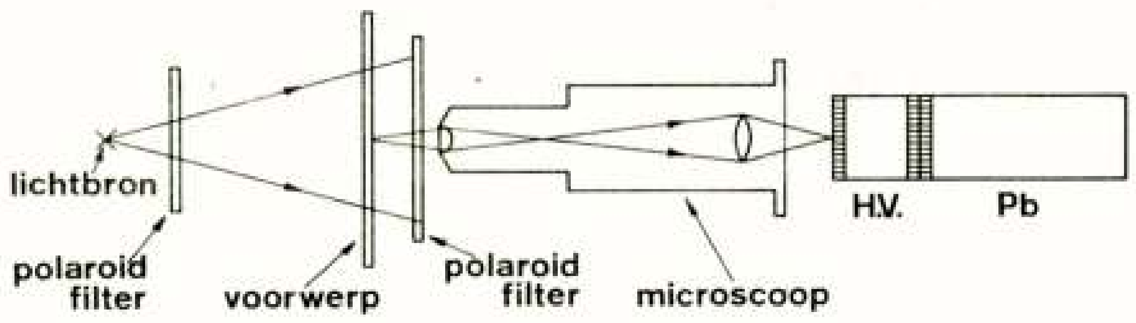


Fig.12. Zichtbaar maken van magnetische domeinen.

Wegdek verlichting.
Voor de bestudering van wegdek verlichting 's nachts wordt bij de H.I.G. Licht van Philips gebruik gemaakt van de helderheidsversterker - Plumbicon combinatie. Het videosignaal ondervindt hierbij nog een verdere bewerking om isoluminantie lijnen te verkrijgen.

Tot slot kan geconcludeerd worden dat gevoeligheid en oplossend vermogen voor deze industriële en medische toepassingen als regel voldoende zijn geweest, en verder dat de afwezigheid van geometrische vertekening van groot belang is geweest, vooral daar waar een quantatieve analyse van het beeld gevraagd wordt.

Toepassing in kleuren camera.
Hoewel moderne kleuren T.V. camera's goede resultaten geven bij een verlichting met ca.1000 lux., bestaat er algemeen behoefte aan meer gevoeligheid voor studiocamera's. Men kan dan de verlichting reduceren of de lens apertuur verkleinen ten gunste van de scherpte diepte. Een winst in gevoeligheid van 2 à 4 maal zou hier reeds voldoende kunnen zijn. Voor buiten opnamen zou eveneens een dergelijke camera bijzonder goed bruikbaar zijn, een factor 5 of meer winst in gevoeligheid is hier wenselijk. Een eerste vereiste hierbij is handhaving van de beeldkwaliteit zoals signaalruis verhouding, scherpte, kleurenweergave, registratie en dynamisch gedrag. Bovendien moet de bediening eenvoudig blijven.

Verschillende pogingen zijn ondernomen, zoals b.v. met de S.E.C. buis of met het SIT-Vidicon, maar deze zijn gestrand op een van de genoemde vereisten. Bevredigende resultaten zijn echter verkregen met een combinatie bestaande uit een Plumbicon camerabuis en een speciaal voor dit doel ontwikkelde helderheidsversterker, met vezeloptiek koppeling (8).

De helderheidsversterker wijkt op enkele punten af van de buis die voor zwart-wit toepassing wordt gebruikt.

In de eerste plaats zijn door gebruikmaking van speciale constructie-technieken de afbeeldingsfouten zoals asafwijking en vertekening zeer klein gehouden, om een goede registratie van de 3 combinaties in de 3 kleurkanalen te bereiken. Vervolgens is de te hoge rood- en infraroodgevoeligheid van de S-20 fotokathode gecorrigeerd met een opgekit kantfilter, dat tevens van een transparante geleidende geaarde laag is voorzien om aantrekking van stof te voorkomen. De fotokathode ligt n.l. op negatieve hoogspanning, omdat de kijkscherm koppeling met het Plumbicon op aardpotentiaal moet liggen.

Verder bestaat het kijkscherm uit een speciaal ontwikkelde, blauw-emitterende fosfor met zeer geringe structuur. Het rendement hiervan is lager dan van conventionele fosforen, maar te hoge versterking zou de signaalruis verhouding verslechteren. Tenslotte is de buis voorzien van een anti-vignetteringslaag, om de vignettering t.g.v. het plano-concave uitgangsvezeloptiek venster te verminderen.

De camera-buis is identiek met de 1" Plumbicon buis type XQ 1080, alleen nu voorzien van een vezeloptiek ingangsvenster en bovendien 20mm. korter. De eigenschappen zoals Anti-Comet Tail en "light-pipe" zijn diverse malen gepubliceerd en zullen hier niet besproken worden (4).

Tot voor kort is de beeldkwaliteit van vezeloptiek vensters onvoldoende geweest voor studiotoepassingen, maar de recente ontwikkeling van dergelijke vensters met zeer goede

kwaliteit heeft een vrijwel foutloze vezeloptiek koppeling mogelijk gemaakt met weinig contrastverlies en strooilicht.
In fig.13 zijn enkele componenten weergegeven.

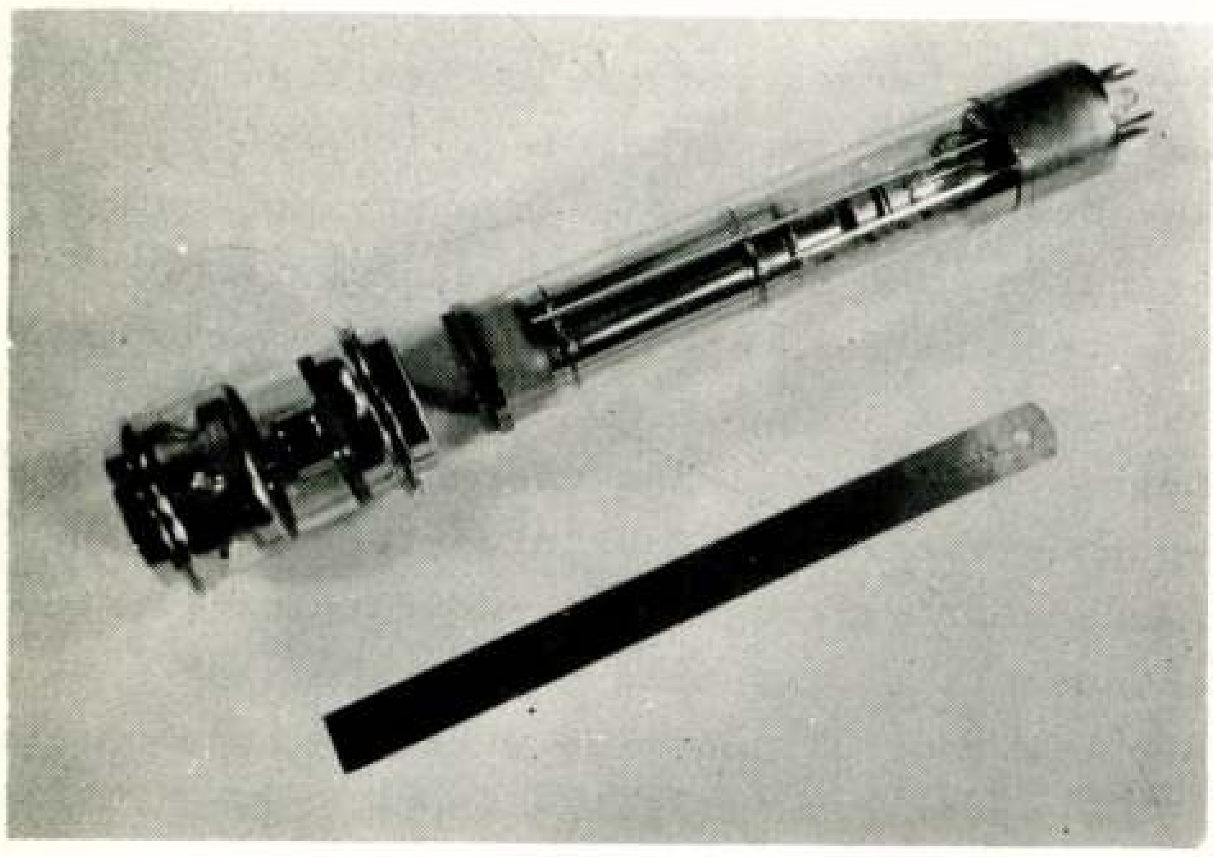


Fig.13. Plumbicon buis type 30XQ met helderheidsversterker.

De verkorte 1" Plumbicon en de helderheidsversterker worden in de praktijk samengevoegd tot één unit, die tevens de afbuig- en focusseer spoelen bevat. Fig.14 laat (boven) de complete combinatie zien, met ter vergelijking een unit met een 1¼" Plumbicon, de lengte van de combinatie is vrijwel dezelfde als die van een 1¼" Plumbicon. De combinatie kan daarom ingebouwd worden in bestaande camera's met 1¼" buizen, en met geringe aanpassingen tevens in de nieuwe LDK 5 studiocamera en de binnenkort op de markt komende draagbare LDK 15 camera.

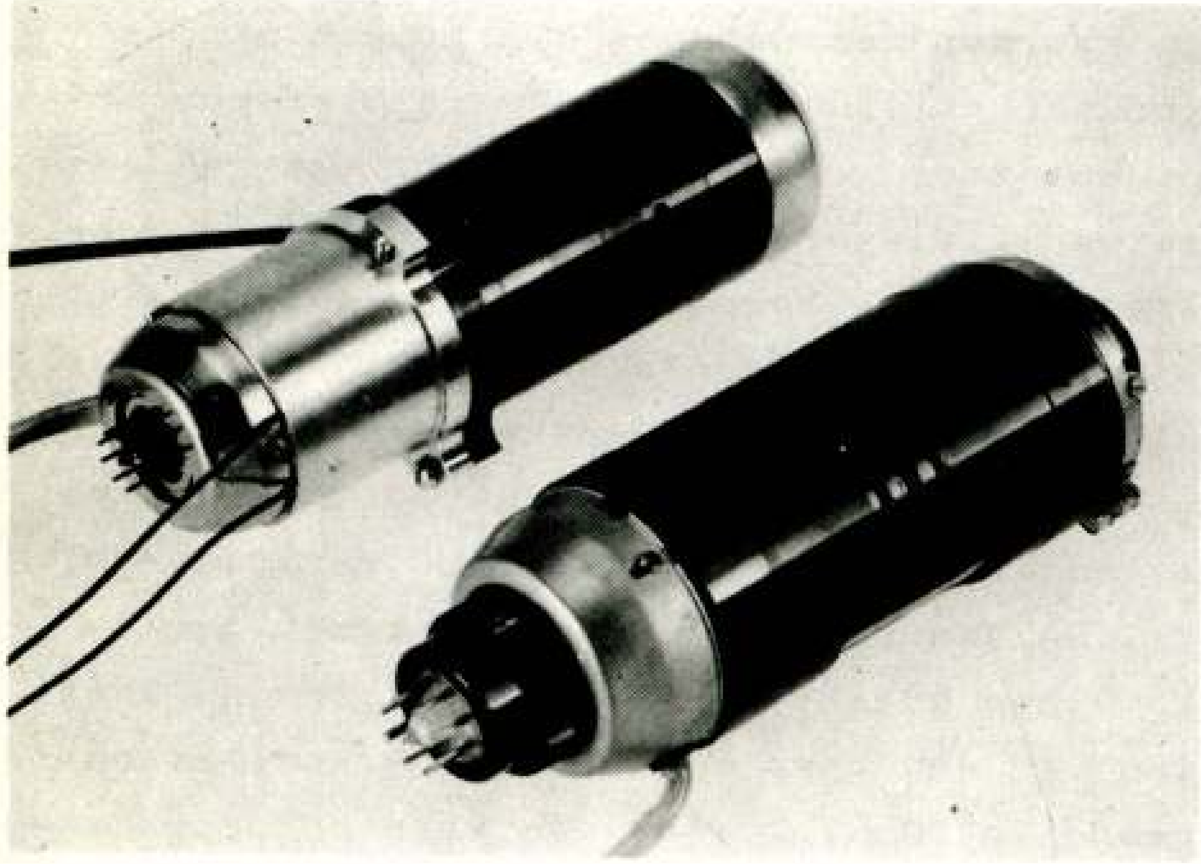


Fig.14. Vergelijking van een Plumbicon buis type XQ 1020 in de spoel unit (voor) en de combinatie 41 XQ (helderheidsversterker met 30XQ Plumbicon), eveneens in de spoel unit.

Voor het bepalen van de optimale versterkingsfactor is de signaal-ruis verhouding van doorslaggevend belang. In de combinatie is door de iets grotere capaciteit van de Plumbicon-laag t.o.v. de omgeving de versterkerruis iets meer, een verhoging van 1,0 nA naar 1,1 à 1,2 nA werd gemeten. De signaalstroom veroorzaakt eveneens ruis. In normale gevallen is deze signaal-ruisstroom:

$$i_{RS} = \sqrt{2.e.i_s.B} \qquad (10)$$

Hierin is: i_{RS} = r.m.s. waarde van de ruisstroom.
e = lading electron.
i_s = signaalstroom.
B = bandbreedte.

Voor een helderheidsversterker - Plumbicon combinatie zal de ruisstroom groter zijn, omdat de informatie-dragers groepjes electronen zijn, elk afkomstig van één fotoelectron. De signaal-stroom ruis hangt nu af van de fluctuaties in de foto-electronenstroom, en daarmee dus van de versterkingsfactor A, d.i. het aantal signaal-electronen per foto-electron. Tevens moet de bandbreedte B vervangen worden door de aequivalente bandbreedte:

$$B_{eq} = \int_0^B a_f^2.df \qquad (11)$$

a_f = modulatie-diepte als functie van frequentie f.

Voor de signaalstroom ruis kan dan geschreven worden:

$$i_{RS} = \sqrt{2.e.(1+A)i_s\ B_{eq}} \qquad (12)$$

Deze formule wijkt iets af van de eerder gehanteerde formule (8), omdat bij de zwart-wit toepassing A groot t.o.v. 1 is, wat hier in mindere mate het geval is.

In fig.15 is de berekende signaalstroom ruis gegeven, als functie van de versterkingsfactor A, voor signaalstromen van 50nA en 200nA. Samen met de voorversterker ruis (horizontale lijn) volgt na kwadratische combinatie de totale ruisstroom (getrokken lijnen). Voor b.v. een signaalstroom van 200nA is bij A=7 de signaalstroom ruis al gelijk aan de versterkerruis.

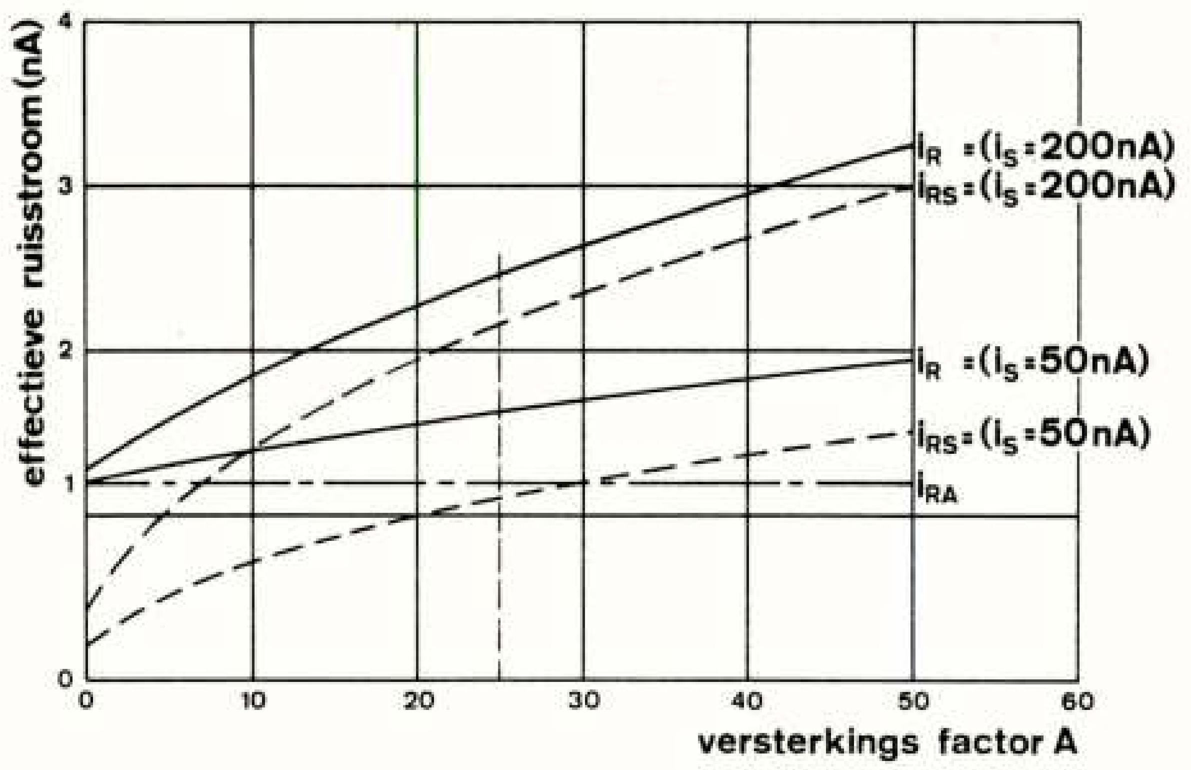


Fig.15. Effectieve signaalstroomruis i_{RS} als functie van de versterkingsfactor A, met signaalstroom i_s als parameter (streepjes kromme). De stip-streep kromme geeft de ruisstroom i_{RA} tengevolge van de voorversterker weer, de getrokken krommen geven de totale ruisstroom $i_R = \sqrt{i_{RS}^2 + i_{RA}^2}$ weer.

Visueel is de ruisindruk echter verschillend voor versterkerruis en signaalstroom ruis vanwege het verschillende frequentiespectrum. Bovendien hangt de signaalstroom ruis, zoals reeds gezegd, af van de grootte van de signaalstroom. Uit deze figuur is daarom moeilijk een optimale waarde voor A af te leiden, daarom is dit proefondervindelijk vastgesteld.

Hiertoe is gebruik gemaakt van een SIT-buis, waarbij de versterkingsfactor A ingesteld kan worden door middel van de fotokathodespanning. Subjectieve waarnemingen resulteerden in een juist zichtbaar worden van de ruis bij A=25, en een duidelijk zichtbaar zijn bij A=50, hoewel de beeldkwaliteit nog steeds voldoende geacht werd. Voor studiotoepassingen met hoge beeldkwaliteitseisen leek het daarom raadzaam de factor A te beperken tot 25 à 30 maal.

Omdat de gevoeligheid van een fotokathode in het zichtbare gebied ongeveer een factor 5 lager is dan de Plumbicon laag, betekent een A van 25 à 30 een overall gevoeligheidswinst van omstreeks 5 à 6 maal. Vanwege het verschil in spectrale gevoeligheid van de Plumbicon-laag t.o.v. de S-25 fotokathode is de gevoeligheidswinst per kanaal niet gelijk. Tevens zijn hierbij de spectrale doorlatingskrommen van de prisma's van invloed. Voor een LDK 5 camera werd gevonden een winst van 4,5 maal in het blauwe kanaal, 5 maal in het groene kanaal en 7 à 8 maal in het rode kanaal.

Behalve de iets grotere versterkerruis, en de zojuist behandelde signaalstroom ruis, is er nog een geringe bijdrage t.g.v. de structuur van de fosfor. Voorlopige metingen lieten een extra bijdrage van 1,5 dB zien, bij een signaalstroom van 200 nA.

Fig.16 laat de contrast overdracht voor balkenpatronen zien, centraal gemeten. Bij 5 Mhz ligt de modulatie-diepte gemiddeld op 35%, verlies van scherpte naar de rand is gering. Metingen van de registratie voor 3 willekeurig gekozen combinaties gaven als grootste verschil 120 nsec. in de buitenste zone. Ook in de andere zones waren de verschillen binnen de gangbare eisen. De traagheid is zeer gering, en wordt in wezen bepaald door die van de camera-buis. De traagheid van de fosfor van de helderheidsversterker kan worden verwaarloosd.

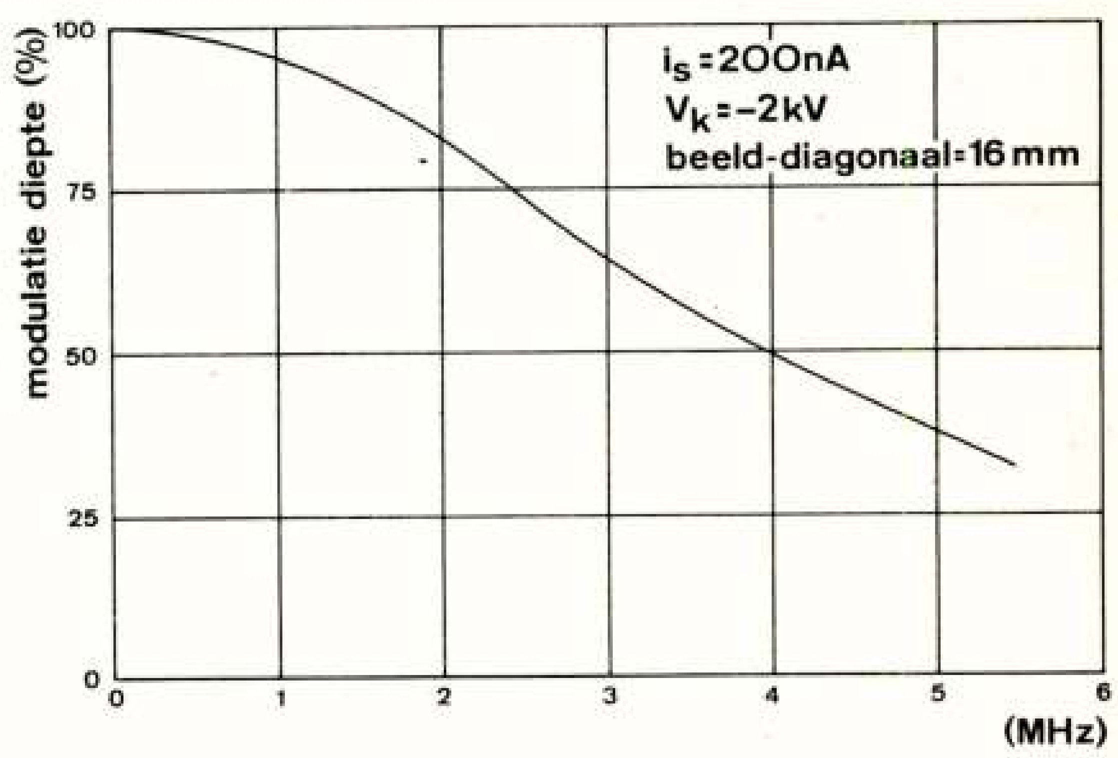


Fig.16. Modulatie overdracht functie van een 41 XQ combinatie voor een balkenpatroon, centraal gemeten.

Literatuur.

1. Kühl, W.:"A comparison of pick-up devices for low-light-level television systems". Elcoma Product Information Bulletin No.40, Philips, Eindhoven (juli 1971) 28 pp.

2. Rose, A: "Sensitivity of the eye on an absolute scale". J.Opt.Soc.Amer. vol.38 (1948) pp.196-208.

3. Albrecht, C.:"Noise sources in image intensifying devices". In Mosely, R.D. and Rust, J.H. (Eds.). Diagnostic Radiological Instrumentation. C.C.Thomas, Springfield, U.S.A. (1965) pp.291-311.

4. "Advances in Plumbicon camera tube design". Elcoma Product Information Bulletin No.34, Philips, Eindhoven (maart 1971) 27 pp.

5. Premsela, H.F. "A versatile T.V. image display system for electron microscopy using an image intensifier and a Plumbicon pick-up tube with fibre optics window". Philips Bulletin on Scientific and Analytical Equipment (Oct.1968) 6 pp.

6. Kühl, W.: "Information Transfer with electron microscope T.V. systems".Philips Bulletin on Scientific and Analytical Equipment (Oct.1968) 6 pp.

7. de Stichter, J., van Ramele, H.J.F. en van Ingen, A.M.: "Een systeem voor het digitaliseren van snelle eenmalige signalen". Ned.Tijdschrift voor Natuurkunde, vol.37 (1971) pp. 314-316.

8. van Aller, G en Schut, T.G.: "Combined image intensifier and Plumbicon tube for Studio colour cameras". Elcoma Product Information Bulletin, in voorbereiding.

Voordracht gehouden op 22 februari 1974 tijdens werkvergadering nr. 235 in het Philips Natuurkundig Laboratorium te Eindhoven.

DE MINI-COMPUTER IN DE MEDISCHE ZORG

Ir. K. Hempenius
Philips Medical Systems Division, Best

To assess the role of mini-computers in health care we first must consider the use of computers in general in health care.
To this end the computers are divided into micro-computers, mini-computers, medium-computers and large computers. Automation in health care can be found in dedicated products, departmental automation, combinations of hospital departments and in Hospital Information Systems.
Finally the allocation of computers to the various applications is presented.
The use of mini-computers in dedicated products, departmental automation and combinations of hospital departments is highlighted.

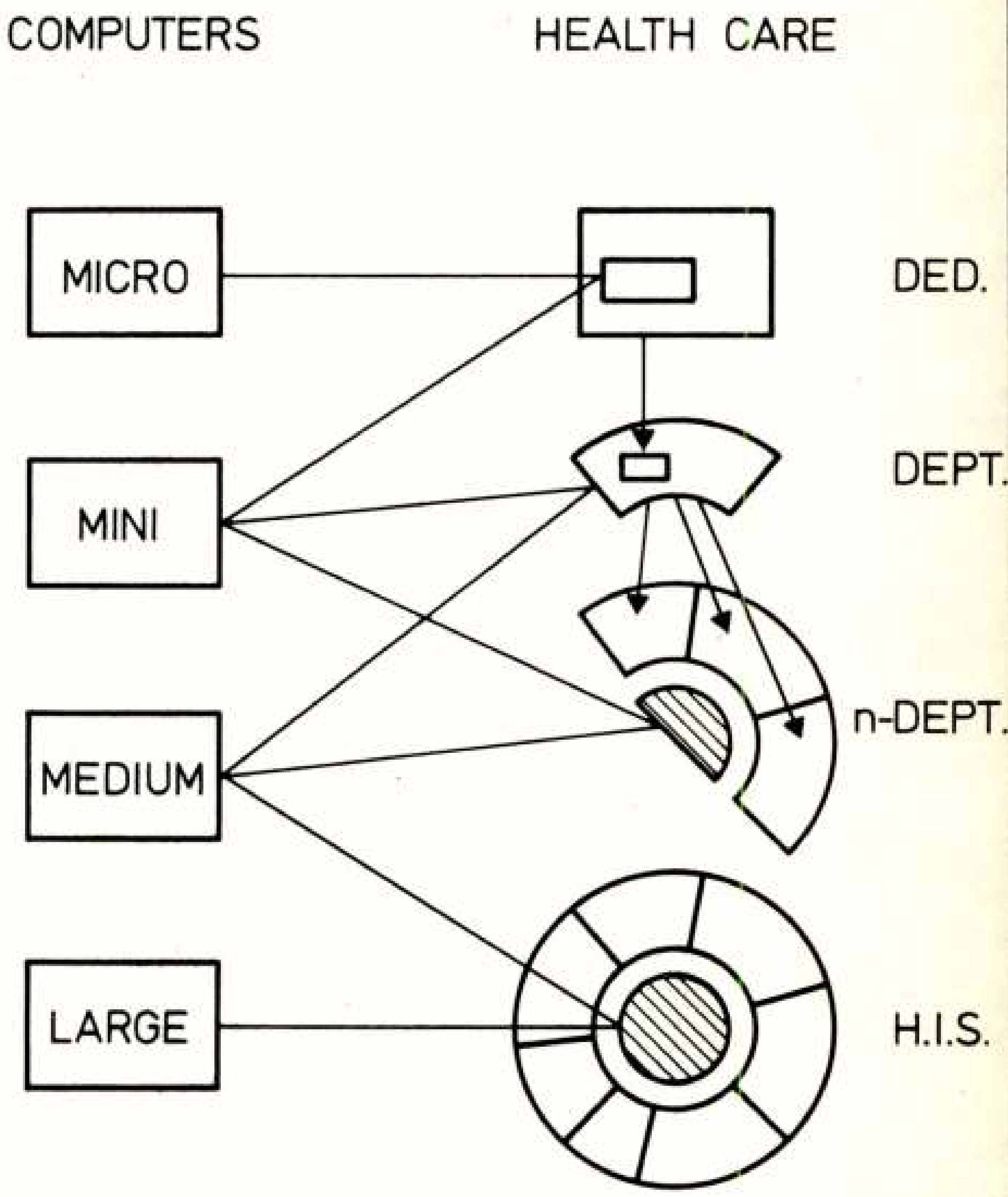
De toepassing van computers, in algemene zin, in het medische vakgebied omvat een zodanig uitgebreid gebied dat de behandeling ervan vele boekdelen zou vergen.
Een voordracht over het gebruik van mini-computers geeft daarentegen een dusdanige beperking aan, dat het mogelijk wordt in kort bestek een enigszins afgerond geheel te presenteren.

Toch lijkt het nuttig eerst even het ruimere kader te beschouwen, waarna vervolgens de beperktere opgave wordt uitgewerkt.
Nevenstaande figuur geeft aan het begrip computer en aan het begrip medische zorg wat meer gestalte. De linker kolom is verdeeld in vier rechthoekjes, waarmee een indeling van computers in vier categorieën wordt aangegeven (de indelingen zijn niet absoluut, maar indicatief):

- MICRO computer
  - computer on a chip
  - large scale integration (L.S.I.)
  - geschikt voor nauwelijks veranderlijke functies (zoals b.v. in meetapparatuur)
- MINI computer
  - reeds volwaardige computers
  - steeds kortere verwerkingstijden
  - vooral voor niet-administratieve toepassingen
  - aansluiting van veel randapparatuur mogelijk
- MEDIUM computer
  - administratieve toepassingen
  - archivering
- LARGE computer
  - zeer grote computer

De rechter kolom geeft de verschijningsvormen aan van automatisering van de medische zorg in ziekenhuizen, zoals die een rol kan spelen (en reeds speelt).

- DED , de toepassing van computers in "dedicated" apparaten, oftewel computers ingebouwd in apparatuur.
  Meer en meer worden hier brokken logica, halve en hele computers in verwerkt, waarbij de computer van buitenaf niet meer zichtbaar is. De functies zijn duidelijk omschreven en beperkt.



- DEPT , "departmental" of afdelingsautomatisering, waarbij een gehele afdeling van een ziekenhuis is betrokken.
  Voorbeelden hiervan zijn:
  - medisch laboratorium
  - afdeling intensive care (patiëntbewaking)
  - longfunctie afdeling
  - administratie
  - cardiologie

  In de afdeling kan tevens gebruik worden gemaakt van geautomatiseerde apparatuur (gesymboliseerd door het rechthoekje).
- n-DEPT , de combinatie, qua informatieverwerking, van meerdere daarvoor in aanmerking komende afdelingen van een ziekenhuis.
  Voorbeelden van combinaties:
  - medisch laboratorium, patiëntregistratie en administratie
  - hart-katheterisatie, ECG-afdeling, patiëntbewaking

  Het gearceerde cirkelsegment geeft de centrale informatieverwerking aan.
- H.I.S. , Hospital Information Systems. Een veelbeladen woord, waarmee men de geïntegreerde automatisering van alle afdelingen van een ziekenhuis aanduidt.
  De segmenten stellen weer de afdelingen voor, de gearceerde cirkel de centrale databank.
  Als de afdelings-kring gesloten is, zou dit betekenen dat het gehele ziekenhuis meedoet, wat voor zover ons bekend is, nog nergens in zijn totaliteit het geval is. Wellicht over een 15 à 20 jaar. Daarbij optredende moeilijkheden zijn onder anderen de medische begrippen die niet ver genoeg (ooit wel?) en gemakkelijk genoeg gestandaardiseerd kunnen worden, de verschillende "scholen" van medici, geheimhouding van gegevens betreffende patiënten.
  De binnencirkel is met opzet niet aangesloten aan de buitencirkel getekend om aan te kunnen geven dat niet alle informatie in een afdeling ook beslist in de centrale databank moet worden opgeslagen (eindresultaten komen zeker in aanmerking om centraal te worden opgeslagen, tussenresultaten nauwelijks). Hoe vollediger de informatiestroom is, hoe smaller de scheiding kan zijn.

De verbindingslijnen tussen de twee hiervoor behandelde kolommen geven aan waar welke computers in het algemeen worden toegepast:
- In de "dedicated" apparatuur zullen wij micro- of mini-computers zien gebruiken.
- Bij afdelings-automatisering zullen in de meeste gevallen mini-computers en soms middelgrote (medium) computers worden toegepast. Dit laatste bijvoorbeeld voor de administratie in ziekenhuizen.
- Bij de combinatie van meerdere afdelingen treedt als nieuw aspect de centrale databank op. Hiervoor zien wij voornamelijk middelgrote, doch in beperkte mate ook mini-computers toegepast worden.
- Bij de Hospital Information Systems zullen voor het centrale deel middelgrote of grote computers worden gebruikt.

Er zij nogmaals op gewezen dat de indelingen, noch de koppellijnen absoluut zijn: zij zijn indicatief bedoeld.

Dit overzichtje was nodig om de plaats van de mini-computer aan te geven en het wordt hiermee dan ook duidelijk dat de nadruk in het nu volgende zal vallen op:

" DE TOEPASSING VAN DE MINI-COMPUTER IN APPARATUUR, BIJ DE AFDELINGSAUTOMATISERING EN BIJ DE INFORMATIEVERWERKING VAN EEN COMBINATIE VAN ZIEKENHUIZEN / AFDELINGEN "

Desalniettemin zal niet voorkomen kunnen worden dat ook de micro-computer en de middelgrote computer nu en dan genoemd zullen worden.

Bij de toepassing van computers in ziekenhuizen kunnen nog enige opmerkingen worden geplaatst:
- Eén grote computer per ziekenhuis lijkt weinig zinvol. Ten eerste omdat bij uitvallen van deze ene computer, alles uitvalt. Ten tweede omdat een grote machine niet belast moet worden met kladwerk. Teneinde nu een grotere immuniteit en een zo goed mogelijk toegespitste oplossing te bereiken, lijkt de toepassing van minstens één (mini-) computer per afdeling een redelijke stelregel.
- Indien zogenaamde families van computersystemen voor afdelingsautomatisering worden ontwikkeld, kan worden bereikt dat de automatisering kan meegroeien met de behoeften van de afdeling, de groei van het werk van de afdeling en de groei van de gebruikers bij het benutten van de mogelijkheden van computers.
- Bij mini-computers zien wij het gebruik van Assembler en Fortran als programmeertalen.

Uit hoofde van mijn werkzaamheden volgt nu een overzicht van het gebruik dat Philips maakt van mini-computers. Dit overzicht maakt geen aanspraak op volledigheid, maar geeft een goede indruk van de mogelijkheden.

1. APPARATEN

1.1. Interview/rapporteer apparatuur

Hierbij gaat het om apparatuur die de mogelijkheid verschaft systematisch een aantal vragen te doorlopen. Deze vragen kunnen betrekking hebben op de informatie in een röntgenfoto, op de ziektegeschiedenis van een patiënt, enz. De vragen worden getoond d.m.v. een geprogrammeerde filmprojector en de antwoorden worden in digitale vorm op cassetteband opgeslagen.
Nadat het "interview" beëindigd is, kan deze cassette in het rapporteergedeelte worden afgespeeld en in een rapportvorm worden omgezet.

1.2. Bestralings-planning

Voorafgaand aan therapieën met Cobalt apparatuur, lineaire versnellers of soortgelijke Mega-Volt apparatuur is het noodzakelijk de dosis-verdeling te berekenen die een gevolg zou zijn van een geplande behandeling.
Hiertoe worden de posities en geometriën van organen en de omtrek van het lichaam zelf m.b.v. een ultrasone pen in de computer gevoerd.
Meerdere doorsneden kunnen worden opgeslagen en worden vertoond op een beeldscherm. Vervolgens worden de bestralingsgegevens ingebracht (eveneens te tonen op het beeldscherm), waarna aan de combinatie ervan een driedimensionale isodosenverdeling wordt uitgerekend. Het resultaat wordt wederom op het beeldscherm getoond met de mogelijkheid hiervan een afdruk te maken. Indien gewenst kan de bestraling worden geoptimaliseerd door het veranderen van de gegevens.

1.3. Beeldbehandeling

In vele nucleair-medische laboratoria begint de gegevensverwerking voet aan de grond te krijgen. Was aanvankelijk het verbeteren van de beeldkwaliteit van de scintigrafische gegevens het doel, tegenwoordig wordt de verdeling van de radioactiviteit, ruimtelijk en in tijd gezien, als een mogelijkheid gezien die waardevolle informatie kan opleveren.
Daarbij worden vier mogelijkheden benut:

- de kwantitatieve analyse van scintigrafische gegevens,
- correctie van de begrenzingen van de detectorsystemen (non-uniformiteit),
- het naar voren halen van geselecteerde delen,
- studies van het functionele gedrag van organen d.m.v. tijdmetingen.

1.4. Hartvolume-metingen

Bij de diagnosestelling van hartdefecten zijn punten als hartvolume, slagvolume, elasticiteit en immobiliteit van de wanden van het grootste belang.
Gegevens hieromtrent kunnen worden verkregen uit opmetingen van röntgenfilmbeelden maar vereisen dan een bewerking die, manueel verricht, nogal tijdrovend is.
Het is nu echter mogelijk op meer of minder ver geautomatiseerde wijze deze metingen te verrichten met behulp van computersystemen!
Hiertoe wordt, hetzij door middel van een lichtpen, hetzij automatisch, beeld voor beeld ingenomen, verwerkt en opgeslagen. De combinatie van al deze gegevens levert in verrassend korte tijd de gezochte informatie, juist vanwege de snelheid van de moderne mini-computers.

1.5. Logging van fysiologische metingen

Het komt bij vele metingen voor dat men slechts een beperkt aantal, doch wel goed gedefinieerde, functies wil verrichten. De behoefte aan een flexibel minicomputersysteem is hier dan niet zo sterk en het blijkt dan ook mogelijk te zijn deze functies te verrichten met microcomputers.
De functies omvatten hier het innemen van analoge signalen, de verwerking ervan en het presenteren van berekende gegevens in de vorm van een log.

1.6. Longfunctie-metingen

Bij longfunctie-metingen ontstaat bij de primaire meting een kromme van de flow als functie van de tijd. Deze kromme levert zonder verwerking weinig concrete gegevens op. Indien deze analoge gegevens echter via een analoog-digitaal omzetter in de computer kunnen worden ingenomen,

is het een kwestie van enige softwarefuncties alle gegevens, die het functioneren van longen beschrijven, op een gemakkelijke en betrouwbare manier te verkrijgen.

1.7. Besturing van apparatuur

Bij röntgen- en nucleaire apparatuur worden de instellingen steeds complexer. Om het bedieningsgemak te verhogen en menselijke fouten te voorkomen is dit een ideale plaats om computers toe te passen.
Tot nu toe heeft de hoge prijs van computers deze applicatie nog in de weg gestaan, doch de huidige prijs van mini-computers en zeker die van micro-computers is van dien aard, dat hier spoedig van computers gebruik zal worden gemaakt.

2. AFDELINGS-AUTOMATISERING

2.1. Medisch laboratorium

Elk ziekenhuis heeft een laboratorium waar bepalingen aan bloed, urine, faeces, maagsap e.d. worden verricht.
Bij ziekenhuizen van 600 à 700 bedden kan het betreffende laboratorium zo groot worden dat een 50 tot 100 mensen hier werk vinden!
Daar het laboratorium met nagenoeg elke afdeling van het ziekenhuis relaties onderhoudt, er, zoals reeds gezegd, veel werk wordt verricht, het aantal verschillende tests wel een vierhonderd (!) kan bedragen en er tussen de routine-bepalingen door nog spoed-bepalingen moeten worden uitgevoerd, kan het geen verbazing wekken dat de informatiestroom in de ruimste zin des woords nogal complex kan zijn. Deze informatiestroom te kanaliseren is de hoofdtaak van een computer in het medische laboratorium. Indien daarbij ook nog de automatisering van de apparatuur ter hand wordt genomen, wordt het mogelijk de informatie vanaf patiëntregistratie via analyse-aanvrage, materiaal-aanmelding, bepalingen uitvoeren, meetgegevens innemen, rapporteren, factureren en statistische gegevens bepalen zodanig te structureren dat een optimale afdelingsautomatisering wordt verkregen.

2.2. Hart-katheterisatie

Om hartdefecten op te sporen worden via de aderen katheters (sondes) tot in het hart ingebracht, waarmee onder andere drukken, stromen, temperatuur, zuurstofsaturaties en partiële zuurstofspanningen worden gemeten.
Op de goede manier verwerkt tot interpreteerbare grootheden en gecombineerd met de reeds genoemde hartvolumemetingen, kan dit een duidelijk inzicht geven in de "kwaliteit" van het hart: of er kleppen zijn die niet goed sluiten, of hartwanden voldoende soepel zijn, of er aangeboren afwijkingen zijn zoals verwisselde aderaansluitingen en of er shunts tussen de kamers, boezems of aderen aanwezig zijn.
Uit alle metingen kan de computer tenslotte een rapport samenstellen dat de cardioloog enige uren werk kan besparen!

2.3. Patiëntbewaking

Voor, tijdens en na hartoperaties worden vitale functies van de betreffende patiënten in de gaten gehouden.
De daarbij verkregen metingen kunnen vanuit de specifieke medisch-electronsiche apparatuur aan de computer worden toegevoerd waar ze verder kunnen worden verwerkt, met elkaar kunnen worden gecorreleerd en voorzien van tekst kunnen worden gepresenteerd. Uiteindelijk is het het doel, te komen tot de voorspelling van een tendens (trend) zodat reeds tegenmaatregelen kunnen worden genomen, vóórdat een calamiteit gaat optreden.
Het aantal patiënten op een patiëntbewakingsafdeling kan variëren van 4 tot 32.

2.4. Screening

Meer en meer komen zogenaamde screeningcentra in zwang, waar cliënten in 1½ à 2 uur kunnen worden onderzocht op functies zoals gezicht, gehoor, hartfunctie, longfunctie, nier- en leverfunctie.
Tevens worden hierbij lengte en gewicht (eventueel de huiddikte) bepaald, een röntgenfoto genomen en een ECG geregistreerd.
Combinatie van al deze gegevens kan wederom leiden tot een rapport waar de gezondheidstoestand van de cliënt in wordt uitgedrukt. Deze screenings worden verricht voor militaire keuringen, voor bedrijfskeuringen, voor preventief onderzoek en voor speciale onderzoekingen, b.v. voor bepaalde leeftijdsgroepen.

2.5. Geneesmiddelen-beheer

Voorraden van geneesmiddelen, maar vooral de verstrekking van geneesmiddelen aan patiënten kunnen met manuele middelen nauwelijks gecontroleerd worden. Er worden dan ook pogingen gedaan hier met computers een goed beheer te verkrijgen, doch de grootste moeilijkheid ligt in het feit dat elke transactie die buiten het systeem om geschiedt, het systeem ondermijnt.

2.6. Polikliniek-planning

De - grote aantallen - bezoekers (patiënten) van poliklinieken hebben afspraken met doktoren en maken gebruik van faciliteiten van de polikliniek c.q. het ziekenhuis.
Door deze drie factoren op elkaar af te stemmen, kan een efficiëntere situatie worden opgebouwd dan tot nu toe het geval is.
Het is een voornamelijk administratieve aangelegenheid, zodat de vraag gerechtvaardigd is of hier mini-computers moeten worden toegepast. Studies hieromtrent zullen hierop het antwoord moeten geven.

2.7. Financiële administratie

De financiële administratie in ziekenhuizen wordt al veel met behulp van computers uitgevoerd. Alhoewel niet specifiek een toepassing van alleen maar mini-computers, past een opsomming toch in deze reeks, omdat meer en meer mini-computers gebruikt gaan worden, ook voor deze toepassingen, als preprocessor voor de grote administratieve systemen.

3. COMBINATIES VAN AFDELINGEN / ZIEKENHUIZEN

3.1. M.I.C.O.S.

De Philips Medische Dienst heeft een Medische Informatie en COmmunicatie Systeem ontwikkeld. Hierbij wordt alle relevante medische informatie bijeengebracht in een groot computersysteem.
Op displays kan de informatie door daartoe gerechtigde artsen worden opgeroepen en gebruikt.
Het systeem bevat eveneens een subsysteem voor afsprakenregeling.

3.2. Deel-HOSPITAL INFORMATION SYSTEM

In Herford (Duitsland) heeft Philips een project onderhanden waar de informatie van meerdere afdelingen, te weten administratie, medisch laboratorium, nucleair-medische afdeling, ECG-afdeling en registratie in een centrale databank wordt bijeengebracht.
Het totale systeem bestaat uit een combinatie van middelgrote en mini-computers.

3.3. A.D.Z.

In Apeldoorn, Deventer en Zutphen hebben een negental ziekeninrichtingen een combinatie gevormd om, te beginnen met de financieel-administratieve sector, een informatiesysteem op te bouwen dat uiteindelijk de richting uitgaat van een Hospital Information System.
Hierbij zal een middelgrote computer voor het centrale databank-gedeelte worden geplaatst, terwijl de verschillende ziekenhuizen zullen worden uitgerust met minicomputers die als preprocessor dienst zullen gaan doen.

Voordracht gehouden op 5 april 1974 tijdens werkvergadering n° 236 van het Nederlands Elektronica- en Radiogenootschap, in Restaurant "Hoog Brabant", Utrecht.

PICTURE PROCESSING BY MINICOMPUTER

Dr. C.E. Peterson
Philips Research Laboratories

The general principles of processing images by computers are discussed. The type of processing is primarily that of object classification or feature detection and so is more correctly called pattern recognition. The problems and advantages of using a minicomputer in this application are described, and one such minicomputer system is analyzed both from the hardware (image acquisition, image storage and image display) and the all-important software points of view.

INTRODUCTION

There are a considerable number of different types of operations on images that are called picture processing. Examples of the most basic operations are corrections of images for known sensor distortions (transfer function distortions), corrections for perspective (a square grid seen at an angle appears no longer square) and corrections for greyscale distortions (perhaps due to poor lighting on the subject). All of these processes are regularly applied to images received from space probes and can be considered simply as "clean-up" operations. A more advanced type of processing involves measurement of grey level distribution statistics (i.e., what proportion of points have each grey-level), two dimensional Fourier analysis, or differentiation of the image to enhance contrast. While these processes are interesting and necessary in many situations they are still conceptually simple. In a research laboratory the really relevant problems are those of detection of features such as conducting tracks on a printed circuit board, or object such as a heart contour in a medical X-ray. These problems of advanced pattern recognition are the basic interest of the research project described here.

GENERAL PRINCIPLES

The type of problems that could be investigated are detection of defects in woven fabric , inspection of wood from a saw-mill for non-uniformity, inspection of circuits of all types for deviations from specification, counting of inclusions in steel from microphotographs or electron microscope images and counting of white blood cells in a stained specimen. Certain characteristics are shared by all these problems, first the long processing time and second the logical steps needed to reach a conclusion.

Processing Time

For convenience let us consider an average quality image composed of 1000 by 1000 points. This is a total of 10^6 points, and if each can take one of 16 greylevels then the picture contains 4×10^6 bits of information. A very simple process may require 20 μs per point which gives the short overall time of 20 seconds for the picture. More involved processing quickly sends the time to many minutes, and not a great deal can be done to make the process faster. This problem is the major one in any practical situation, and reflects the vast amount of information contained in each image. Even a large computer has problems handling pictures larger than 1000 x 1000 points, and stringent measures must always be taken to reduce the number of points as much as possible.

Processing Techniques

The majority of problems are solved in the same general way as follows. First, objects in the image are located by some means, normally by their greyness. Second, features of these objects are measured and third, the object is classified according to those measurements. Picture processing may stop at the second stage if all that is wanted is, say, particle size distribution.

Location at its simplest is achieved by deciding on a greylevel and calling all points darker (or lighter, as the case may be) objects. The most elementary system has a fixed level for all images, but it is far better to have the computer set this threshold according to the average illumination of the image. Even so, errors arise when the intensity varies from one side of the image to the other. An interesting feature of this is that an intensity change of 25 % across an image is not normally seen by the human eye but can quite invalidate the computer measurements. Such errors can be avoided by the computer in two ways, the most satisfactory being to correct such variations by knowing the system transfer function. This is accomplished by placing a uniform blank field in front of the sensing device and measuring the intensity variations in the image seen by the computer that have been caused by the sensor. This technique is difficult to implement if either a large number of different types of sensors or many different types of imaging devices are used. A second method of correction involves setting the threshold level differently in different regions of the image according to the background level in each region, but this method fails if the objects cover most of the background. It may then be necessary to locate objects by another principle. One such method is to have the computer search for the object edges by looking for the corresponding abrupt change in greylevel, which works well but takes considerable computer time and is very much influenced by any noise on the image. In some situations, the object may only be an object by virtue of its texture, so an entirely different approach must be used. No completely satisfactory solution to this problem has been found, partly due to the difficulty in defining "texture" in computer terms.

Feature measurement is the technique of measuring area, circumference, average greyness and so on for an object. The selection of features for measurement is still based on intuition, and the aim is to select the minimum number of independent features that will later yield reliable classification. Typical features that could be used in addition to those listed above are shape factor (a dimensionless combination of area and circumference that indicates the degree of complexity of the object outline), number of lobes, number of holes in the object, maximum or minimum sizes in orthogonal directions, area of the minimum enclosing circle, and so on limited only by the programmers ingenuity.

Classification of the objects is a reasonably straightforward mathematical procedure. The basis of the method is that the object is defined by n values, one for each feature measured. These values define a point in n dimensional space, and (hopefully) this space is divided into distinct regions, one for each class of objects. The only problem is to determine which is the closest region to the point in order to make a classification. While this can be theoretically involved it is more usual to measure only 3 or 4 features and to divide the corresponding 3 or 4 dimensional space into halves (if there are two classes) then determine in which half the point lies.

USE OF MINICOMPUTERS

Minicomputers have a very strong place in picture processing, despite being small. This smallness is primarily one of memory size which requires that the number of picture points being processed at any time must be limited. On the other hand their greatest advantage is their low cost which means that a genuine image processing system can be a practical solution to an industrial problem. A mini seems to be at no disadvantage in a research environment as it is not normally necessary to have good resolution, as many interesting results have been produced with images of 32 x 32 points or less. There are in fact two main arguments against the mini. First is that for some (infrequent) situations a high resolution is essential, e.g. processing photographs from satellites or processing high resolution images from scanning electron microscopes. Second is research on picture processing languages, where the aim is to develop a high level language for image processing in the way languages have been developed for scientific and commercial applications. With these exceptions, the mini is quite adequate.

Hardware for a Minicomputer Picture Processor
The necessary hardware falls into three basic groups : picture acquisition, picture display and picture storage.

Acquisition can take many forms. The simplest is to acquire a paper tape of the digitized image from another establishment, but this quickly become too restrictive. It is possible to buy a range of commercial image digitizers but this is an expensive solution. The Nat.Lab. approach is based on a standard T.V. camera, and the image is digitized and presented to the computer by specially constructed hardware. The advantages are high speed and low price, and all of the imaging attachments available for normal TV cameras can be used. Some disadvantage is found in the low signal to noise, but this can be improved as much as desired by reading the same image many times and averaging the result. The resolution is limited to 512 x 512 points if standard cameras are used but even this is too much for research so only 256 x 256 points are used.

In certain special applications picture acquisition is quite simple. For instance, in a scanning electron microscope the beam position can be controlled by computer and the resultant intensity measured using standard computer input/output devices.

Display of the computer image in some form is a necessity, to observe the results of processing. The simplest display is either a teletype or a lineprinter output, which is useful but limited in resolution and greyscale reproduction. The next step in complexity is to use a storage oscilloscope driven by a simple A to D converter on the digital output unit of the computer, and this can yield quite satisfactory results. The best display is either a special large screen storage tube graphics peripheral, which can show at best only 3 greylevels, or a multigreylevel TV display. This last method is without doubt the easiest to work with and is currently used in the Nat.Lab. equipment. The information for generating the TV image is read out of a dedicated core memory every TV frame which makes it independent of the computer. The greylevel of every point is under software control, so graphics and alphanumerics can be displayed as well as normal pictorial information.

Storage of images is quite an important function, as the same test image should be used repeatedly when developing and evaluating software. Of course, the same image can always be read in afresh each time, but the binary representation is never the same, due to noise and drift in the acquisition equipment. It is more satisfactory to store images in a digital form, on paper tape if mag. tapes or a disk are not available. This ensures complete stability of the image over indefinite periods of time.

Software for a Minicomputer Picture Processor
Certain basic software is needed to process pictures, apart from pattern recognition software. There is the software needed to handle the peripheral equipment so the image (or pieces of it) can be read, stored or displayed as necessary. Other basic functions are the production of greylevel statistics of an image, thresholding a multigreylevel image to produce a binary image and correction of the original image for the worst of any defects (e.g. noise or known illumination variations). More sophisticated software functions are usually necessary for specific tasks, but it is normal for a picture processing facility to be given the task of counting objects and presenting results such as the distribution of areas, circumferences or shape factors and total area of the objects. The most advanced processes and those which are more properly pattern recognition, have tasks such as separation of overlapping objects, lobe counting, and the "mending" of broken lines which should be continuous. As the number of different software processes that can be performed on images grows, it quickly becomes necessary to use a disk. In fact, a disk unit is a characteristic of a picture processing installation, as it reflects the requirements of a great number of complex operations being performed on a large volume of data.

CONCLUSION

For the majority of applications it has been shown that a minicomputer is the best choice

of computer for picture processing, whether in a commercial or research environment. The large variety of operations that may need to be done and the large amount of information in each image mean that a considerable array of peripheral devices are necessary, but there is no doubt that the mini is more than capable of meeting all the demands made on it.

Lecture presented on 5 April 1974 during meeting no. 236 of the NERG, held in the restaurant "Hoog Brabant" at Utrecht.

UIT HET NERG

LEDENMUTATIES

Voorgestelde leden

Ir. J.J. de Waal, Rozenstraat 18, Amersfoort.

Nieuwe adressen van leden

Ir. D.C. Broks, Marijkelaan 9, Bergen N.H.
Ir. M. van Deelen, Vijverlaan 536, Krimpen a/d IJssel.
Ir. J.C. Dito, Westerlookade 17, Voorburg Z.H.
Ir. J.J. Scholten, Sandery 7, Delden.
E.R. Smit, Damsigtstraat 68, Voorburg Z.H.
Ir. L.P.J. Veelenturf, Topaasstraat 51, Boekelo.

Tijdschrift van het Nederlands Elektronica- en Radiogenootschap

Inhoud

deel 39 - nr. 3 - 1974

blz. 63 Toepassing van lineaire filtertheorie op beeldoverdragende systemen, door Ir. J.A.J. van Leunen.
blz. 71 Televisie-opname systemen voor lage lichtniveaux en toepassingen met kleuren- en zwart-wit camera's, door Dr. Ir. G. van Aller en Drs. T.G. Schut.
blz. 81 De mini-computer in de medische zorg, door Ir. K. Hempenius.
blz. 87 Picture proceding by minicomputer, by Dr. C.E. Peterson.
blz. 90 Uit het NERG.

druk: HET ZUIDEN Eindhoven.